

Vergleiche zwischen Ergometrie mit
ansteigender und konstanter Belastung im
submaximalen Leistungsbereich

Gerhard Siegl

1981

AUS DEM INSTITUT FÜR MEDIZINISCHE BALNEOLOGIE UND KLIMATOLOGIE
DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Vorstand: Prof. Dr. med. H. Drexel

Vergleiche zwischen Ergometrie mit ansteigender
und konstanter Belastung im submaximalen
Leistungsbereich

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Gerhard Siegl

aus

Garching

1981



Mit der Genehmigung des Fachbereiches Medizin
München

Berichterstatter: Dipl. Phys. K. Dirnagl

Mitberichterstatter: Prof. Dr. H. Drexel

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 5. Mai 1981

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Einleitung	1
1.1. Allgemeiner Problemkreis	1
1.2. Ergometrieverfahren	1
1.3. Die Ergometrie im Kurverlauf	5
1.4. Fragestellung	7
2. Material und Methoden	8
2.1. Versuchsplan und Versuchspersonen	8
2.2. Versuchsablauf	10
2.4. Meßgeräte	15
2.5. Auswertung	16
3. Ergebnisse	21
3.1. Versuche zur methodischen Verbesserung der Fahrradergometrie	21
3.1.1. Ablesegenauigkeit	25
3.1.2. Kalibrierung des Ergometers	26
3.1.2.1. Herstellerkalibrierung	28
3.1.2.2. Eigene Kalibrierung	29
3.2. Vergleich der Ergometriearten "Dauerbelas- tung" (=: D.B.) bzw. "Steigende Belastung" (=: St.B.)	34
3.2.1. Überwachbarkeit	37
3.2.2. Trainingseffekte	49
3.2.3. Differenzierungsfähigkeit zwischen mehr und weniger belastbaren Proban- den	53

	Seite
4. Diskussion	59
4.1. Methodische Gesichtspunkte	59
4.2. Verlaufsbetrachtungen	60
4.3. Adaptationseffekte	65
4.4. Belastungsart	67
5. Zusammenfassung	69
6. Literaturverzeichnis	71

1. Einleitung

1.1. Allgemeiner Problembereich

Herz- und Kreislauferkrankungen sind zu einem großen gesundheitlichen Problem unserer Zeit geworden. Bewegungsarmut, nervöse Überlastung, unphysiologische Ernährung und Genußgifte führten im wesentlichen zu einem ständigen Anwachsen der kardiovaskulären Störungen, die den Staat jährlich Milliarden Mark durch Arbeitsausfall, Heilkosten und Frühinvalidität kosten. Alle Bemühungen und Fortschritte von pharmakologischer und therapeutischer Seite haben das Ansteigen der Schäden an Herz und Kreislauf nicht verhindern können. (HOLLMANN 1965)

Daher mußte die Prophylaxe ganz in den Vordergrund rücken. Die Präventivmedizin hat sich zur Aufgabe gemacht, Funktionsentgleisungen des kardiopulmonalen Systems zu erkennen, noch bevor sich eine organische Erkrankung manifestiert hat.

Im Mittelpunkt der präventiven und rehabilitativen Medizin, der Arbeitsmedizin und der Sportmedizin, der Versicherungs- und Versorgungsmedizin, auch in der Chirurgie prä- und postoperativ nach Herz- und Lungenoperationen, steht die Frage nach der vorhandenen Leistungsbreite.

1.2. Ergometrieverfahren

Im Hinblick auf diese Aufgaben wurden von klinischer und physiologischer Seite zahlreiche Verfahren zur Prüfung der körperlichen Leistungsfähigkeit entwickelt. Die Beurteilung des kardiopulmonalen Leistungsvermögens erfolgt im allgemeinen am Fahrradergometer, da sich diese quantitative Untersuchungsmethode als die genaueste, am besten vergleichbare und regulierbare Meßmethodik erwies. (MELLEROWICZ 1975) Andere

Formen der körperlichen Belastung wie z.B. die Kniebeugenbelastung nach SCHLOMKA, der Treppentest nach MASTER, der Kletter-Test von KLEPZIG und KALTENBACH sowie die Laufbandergometrie haben demgegenüber den Nachteil, daß die untersuchten Parameter nur unzulänglich in Relation zu definierten Belastungen gebracht werden können. Bei der Auswertung eines Belastungs-EKG maß WITTE (1978) die Wertigkeit dieser unterschiedlichen Methoden am Ausmaß der Übereinstimmung bzw. Nicht-Übereinstimmung mit dem koronarographischen Befund als Bezugsmethode. Hierbei kam unter dem Gesichtspunkt der Sensitivität - als Maß der Wahrscheinlichkeit der richtig positiven Voraussage - und der Spezifität - als Maß der Wahrscheinlichkeit der richtig negativen Voraussage - dem Aussagewert der Fahrradergometrie im Sitzen der höchste Stellenwert zu. Folgende ergometrische Belastungsverfahren lassen sich in der Übersicht darstellen:

1. Konstante Belastung
2. Diskontinuierliche Serien steigender Belastung mit eingelegten Ruhepausen
3. Kontinuierlich steigende Belastung
4. Treppenförmig steigende Belastung mit relativem steady-state auf jeder Belastungsstufe.

Folgende standardisierte submaximale Belastungsverfahren, die auf ihre Brauchbarkeit und Zuverlässigkeit geprüft wurden (BLOHMKE 1966, 1969) und die sich zudem mit relativ geringem Aufwand durchführen lassen, bieten sich als Testmethoden an:

a) Bestimmung von PWC_{170} nach WAHLUND (1948)

In 3 - 6 submaximalen Leistungsstufen (mit Steigerung von 10 Watt/1 min oder 25 Watt/2 min oder 50 Watt/3 min) wird die Leistungs-HF zwischen den letzten 50 - 60 Sekunden jeder Stufe gemessen. Diese 3 so verschieden wählbaren Steige-

rungsstufen ergeben nach FRANZ und CHINTANASERIE (1973) keine signifikanten Differenzen der PWC_{170} . Die HF der höchsten Leistungsstufe soll hierbei einen Wert von 130/min übersteigen. Die Steigerungs-Meßwerte werden in ein Koordinatensystem eingetragen. Mit einer Ausgleichs-Geraden kann für die $HF = 170 \text{ min}^{-1}$ die PWC_{170} in Watt bzw. mkp/sec ermittelt werden. Der auf 1 kg Körpergewicht (KG) *) bezogene Normalwert beträgt für 20 - 30jährige Männer 3 Watt/kg (± 0.5 Watt/kg).

b) Konstante Belastung nach DRANSFELD und MELLEROWICZ (1957, 1958)

Über 3 oder 4 Minuten wird eine konstante Leistung von 1 Watt bzw. 2 Watt/kg Körpergewicht erbracht und die in Abständen von 1 Minute gefundene Leistungsfrequenz mit Normalwerten verglichen, womit eine statistisch begründete Beurteilung der kardialen und körperlichen Dauerleistungsbreite ermöglicht wird.

c) Die Standardmethode nach HOLLMANN (1963)

Bei diesem Verfahren wird die Belastung mit 30 Watt begonnen und die Leistung alle 3 Minuten um 40 Watt gesteigert, bis eine Pulsfrequenz von 130/min erreicht oder überschritten ist. HOLLMANN fand, daß in allen Altersstufen damit kein Anwachsen der Sauerstoffschuld verbunden ist und somit die Ergometriebelastung unabhängig von der Arbeitsdauer bewältigt werden kann. Er prägte hierfür den Begriff "Ausdauergr^{***}enze" - heute auch Vitalkapazität genannt^{***} - und verstand darunter bei Personen (ab 3. Lebensjahrzehnt) die Belastungsstufe, welche mit einer Pulsfrequenz von 130/min (bzw. den jeweiligen Dezennien entsprechend weniger Schläge/min) erreicht wird.

*) 1 kg KG = 1 kp = 9.81 N

**) nicht zu verwechseln mit dem Begriff aus der Pulmonologie

Zur Bestimmung dieser Dauerleistungsgrenze wird die Pulsfrequenz jeder 3. Arbeitsminute einer Belastungsstufe in ein Diagramm eingetragen, eine Ausgleichsgerade eingezeichnet und durch Fällen des Lotes auf die Abszisse die jeweilige Wattzahl ermittelt, die bei einer Pulsfrequenz von 130 Schlägen/min abgelesen werden kann.

d) Der Leistungspulsindex (LPI) nach E.A. MÖLLER (1950)

Der LPI ist charakterisiert als Regressionskoeffizient zwischen Pulsfrequenz und Leistung mit der Maßeinheit Pulsfrequenzanstieg/(10 Watt ^{*)} Leistungsanstieg. Die Belastung wird innerhalb 10 Minuten kontinuierlich von 5 auf 100 Watt gesteigert, die Pulsfrequenz jede Minute bestimmt; aus diesen Werten wird die Regressionsgerade ermittelt. MELLEROWICZ (1975) empfiehlt, außerdem das Produkt LPI x Gewicht zu berücksichtigen; dies bedeutet eine Pulsfrequenzzunahme, die auf 10 Watt Leistungsanstieg pro kg Körpergewicht bezogen wird.

e) Maximale Sauerstoffaufnahme nach ÅSTRAND (1960)

Auf der Grundlage der praktisch proportionalen Beziehung von O₂-Aufnahme und Herzschlagfrequenz bei ansteigenden ergometrischen Leistungsstufen kann die maximale Sauerstoffaufnahme durch Messung der Herzschlagfrequenz bei submaximaler Leistung bestimmt werden. Der Test wird auf einem Fahrradergometer unter "steady-state"-Bedingungen durchgeführt. Die Leistung ist so zu wählen, daß die "steady-state"-Herzschlagfrequenz zwischen 120/min und 160/min liegt. Die Herzfrequenzen werden während der letzten 10 - 30 Sekunden der 4., 5. und 6. Minute gemessen. Wenn die Differenz der Herzschlagfrequenzen in den letzten 2 Minuten 5 Schläge über-

^{*)} 10 W $\approx$ 1 mkp/sec

steigt, muß die Leistungszeit um eine oder mehrere Minuten verlängert werden, bis sich eine konstante Herzfrequenz eingestellt hat. Die maximale O_2 -Aufnahme kann dann aus dem Nogramm bzw. den Tabellen von ÅSTRAND entsprechend der Herzschlagfrequenz bei einer bestimmten submaximalen Leistung entnommen werden. Der Meßwert von älteren Personen muß durch Multiplikation mit einem Altersfaktor korrigiert werden. Somit kann aus den Herzschlagfrequenzen einer submaximalen Belastung auf die individuelle maximale O_2 -Aufnahme, die als ein Maß für die maximale körperliche Leistungsfähigkeit gilt, geschlossen werden. (MELLEROWICZ 1975) Demgegenüber untersuchten W. GÄRTNER und H.P. KREPP (1971) die Frage, ob auch k u r z d a u e r n d e submaximale Leistungstests etwas Zuverlässiges über die maximale Ausdauerleistungsfähigkeit des Menschen aussagen; sie kamen jedoch zu dem Ergebnis, daß die O_2 -Aufnahme im submaximalen Leistungsbereich keinen Bezug zur körperlichen Leistungsfähigkeit hat.

Man erkennt, wie unterschiedlich die verschiedenen eingeführten Verfahren sind. Es ergibt sich daraus die Frage, ob diese von der methodischen Durchführung her verschieden anspruchsvollen Verfahren dennoch in ihrer Aussagefähigkeit vergleichbar sind. Gerade für Kurorte, in denen routinemäßig Ergometrien als Therapiekontrolle oder sogar als Trainingsform zur Verbesserung der körperlichen Leistungsfähigkeit durchgeführt werden, ist diese Frage von besonderer Bedeutung.

1.3. Die Ergometrie im Kurverlauf

Im Gegensatz zu den Anforderungen der Sportmedizin an Probanden, die sich einer Ergometrie unterziehen, sind die Belastungen bei einer Ergometrie im Kurort geringer. Hier kommt es eben nicht darauf an, eine normale Leistungsbreite

zur Hochleistungsfähigkeit weiterzuentwickeln, sondern bei eingeschränkter Leistungsfähigkeit eine Verbesserung zu erzielen. Außerdem ist das im Schnitt erheblich höhere Alter eine weitere Bedingung, die zu Vorsichtsmaßnahmen bei der Wahl der Belastungsart und der Belastungsstufe zwingt. Man kann daher Ergebnisse aus der Sportmedizin n i c h t vorbehaltlos übernehmen.

Weiterhin sind die unterschiedlichen Zielsetzungen beim Einsatz der Ergometrie im Kurort zu berücksichtigen:

Für d i a g n o s t i s c h e Zwecke bzw. zur Kurverlaufskontrolle soll die Ergometrie zu einer möglichst guten Unterscheidung zwischen Patienten mit größerer und kleinerer Leistungsfähigkeit führen, d.h. hier ist eine g r o ß e interindividuelle Streubreite (z.B. zur Einteilung in Leistungsgruppen) bzw. eine g r o ß e intraindividuelle Streubreite (z.B. zur Beurteilung des Kureffektes) erwünscht.

Für t h e r a p e u t i s c h e Zwecke wie das Ergometertraining sind hingegen k l e i n e inter- und intraindividuelle Streubreiten bevorzugt, da dann ohne allzu großen personellen Aufwand gleichzeitig eine größere Patientengruppe überwacht werden kann und im Kurverlauf keine großen Veränderungen mit der Gefahr von Zwischenfällen infolge von Überlastung zu erwarten sind.

Verschiedene Formen der Ergometrie müssen also bezüglich ihrer Aussagefähigkeit und ihres Einsatzes verglichen werden. Die vorliegende Arbeit sollte hierzu Anhaltspunkte ergeben.

1.4. Fragestellung

Es sollten mit einer Ergometrie

1. unter s t e i g e n d e r Belastung
2. unter k o n s t a n t e r Belastung

verschiedene Fragen geprüft werden:

- Welche Belastungsart erlaubt bessere Differenzierungen zwischen trainierten und untrainierten Versuchspersonen
- Welche Belastungsart führt zu geringeren interindividuellen Streuungen
- Ergeben sich Aussagen zu intraindividuellen Veränderungen (im Sinne von Trainingseinflüsse) im Zeitverlauf?

Als Beurteilungskriterien sollten dazu herangezogen werden:

- Pulsfrequenzverhalten
- Blutdruckverhalten
- Auswertungen des Ergo-EKGs
- subjektive Angaben der Probanden.

Um bei der zu erwartenden Variabilität der Meßgrößen zusätzliche Unsicherheiten bezüglich der Belastungswerte möglichst gering zu halten, war zuvor noch eine

- Verbesserung der Skaleneinteilung am Ergometer und eine
- Kalibrierung der Belastungseinstellungen

durchzuführen.

2. Material und Methoden

2.1. Versuchsplan und Versuchspersonen

Innerhalb von 2 Wochen sollten die Versuchspersonen 3 Ergometrien durchführen. Hierzu wurde freiwilligen Probanden zugesagt, daß sie durch unentgeltliche Teilnahme am Versuchsprogramm die Erlaubnis erhielten, während der anschließenden Sommerzeit nach Belieben die Versuchsbadebecken des IMBK^{*)} benutzen zu können. Es meldeten sich dazu 11 Probanden - 5 Männer und 6 Frauen im Alter zwischen 20 und 27 Jahren - deren Allgemeinzustand als durchschnittlich gesund bezeichnet werden konnte.

4 Personen gaben an, daß sie zur Zeit aktiv Sport treiben würden (Teilnahme an Übungsabenden in Sportvereinen, Tennis, regelmäßiges Bergsteigen), bei den übrigen 6 Personen lagen die letzten sportlichen Betätigungen schon längere Zeit zurück. Die Probanden der ersteren Gruppe wurden daher als "trainiert" (T) bezeichnet, die der zweiten Gruppe als "untrainiert" (U). In Tabelle 1 ist eine Übersicht zu den Personendaten der Probanden wiedergegeben.

Der relativ enge Zeitrahmen von 2 Wochen wurde gewählt, um - insbesondere bei den untrainierten Probanden - den Trainings- bzw. Adaptationseinfluß wiederholter Ergometrien erfassen zu können: derartige Effekte sind bei noch längeren Zeiträumen immer weniger gut erkennbar. Umgekehrt läßt eine Verkürzung der Wiederholungsperiode zwar eine verbesserte Erkennbarkeit von Adaptationseinflüssen erwarten; mehrfache Ergometrien innerhalb einer Woche sind jedoch im Rahmen von Kuren nicht üblich.

Weiterhin war zwar beabsichtigt, alle Versuche zur gleichen Tageszeit durchzuführen, um zusätzliche Einflüsse durch tagesrhythmische Schwankungen der Leistungsfähigkeit konstant zu halten. Dies ließ sich aus organisatorischen Gründen je-

*) Institut f. Med. Balneologie und Klimatologie

Tab. 1: Einige Personendaten des Probanden Kollektivs

		VP.Nr.	Größe	Gewicht	Alter	R/NR
trainiert	männlich:	1:	179	78	24	NR
		9:	176	72	25	NR
		11:	180	76	25	R
	weibl.:	7:	170	68	22	NR
		8:	169	70	21	NR
untrainiert	männlich:	2:	176	74	25	R
		4:	176	78	28	NR
	weiblich:	3:	168	68	23	NR
		5:	172	68	20	NR
		6:	178	74	20	R
		7:	170	68	22	NR
		10:	179	76	21	NR

Tab. 2: Durchführung der Versuche (1, 2, 3) je Person in
Aufteilung nach verschiedenen Tageszeiten

		VP.Nr.	8 ⁰⁰ -11 ⁰⁰	13 ⁰⁰ -17 ⁰⁰	17 ⁰⁰ -21 ⁰⁰
trainiert	männl.	1:	1; 2	3	-
		9:	-	1; 2	-
		11:	1	-	-
		7:	-	2	2; 3
	weibl.	8:	-	1	2; 3
untrainiert	männl.	4:	1	2; 3	-
		2:	1; 2	3	-
	weibl.	3:	1; 3	2	-
		5:	-	1; 3	2
		6:	1	2; 3	-
		10:	1	2; 3	-

doch nicht durchgehend einhalten. In Tabelle 2 ist die schließlich resultierende Aufteilung der Versuche zu Personen und Tageszeit wiedergegeben. Insgesamt wurde also 30 hierfür auswertbare Versuche erfaßt; dazu kamen weitere Versuche mit alternierender Reihenfolge der Ergometrieformen.

2.2. Versuchsablauf

Die Standardmethode nach HOLLMANN (s. Abschn. 1.2.) ergibt bei Anfangsbelastung von 30 W und einer Belastungssteigerung von 40 Watt/Stufe, nur etwa 3 - 4 Meßwerte bis zum Erreichen einer Pulsfrequenz von 130 min^{-1} und damit eine zu geringe Zahl von Meßwerten pro Untersuchungsgang. Zudem schien es uns angebracht, auf einem höheren Belastungsniveau zu beginnen als E.A. MÖLLER, um eine Beeinflussung der Pulsfrequenz durch psychisch-emotionale Einflüsse oder infolge respiratorischer Arrhythmie (BLOHMKE 1969) zu Beginn so niedrig wie möglich zu halten. Um ferner dem vielfach beschriebenen Geschlechtsunterschied in der Leistungsfähigkeit (HOLLMANN 1959 und 1963; NÖCKER und BÖHLAU, 1955) Rechnung zu tragen, wählten wir bei den Männern eine steigende Belastung über die Stufen 60, 80, 100, 120 und 140 Watt (später: bis 160 W) und bei den Frauen 40, 60, 80, 100 und 120 Watt (später: bis 140 W) von jeweils zweiminütiger Dauer. Bei diesem Vorgehen konnten wir mit relativen "steady-state"-Werten in der 2. Minute jeder Belastungsstufe rechnen sowie mit einer nahezu maximalen Sauerstoffaufnahme (HOLLMANN, 1963). Ein Nachhinken der Pulsfrequenzzunahme hinter der Leistungssteigerung ist bei diesem Vorgehen ebenso ausgeschlossen wie ein Einfluß durch Ermüdung (E.A. MÖLLER, 1950). Für die im Anschluß an die steigende Belastung durchgeführte konstante Dauerbelastung wurde eine Leistung von 70 Watt bei den Frauen und 90 Watt bei den Männern eingestellt.

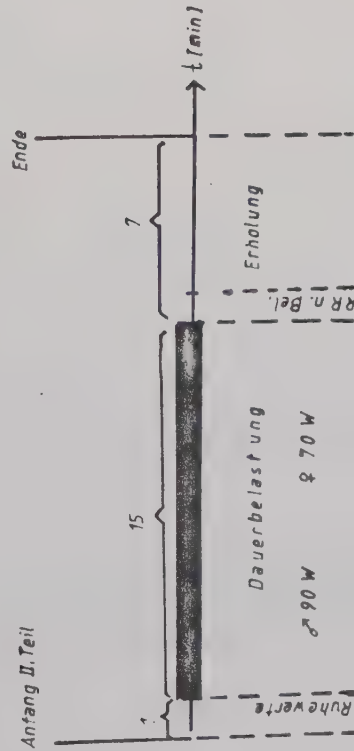
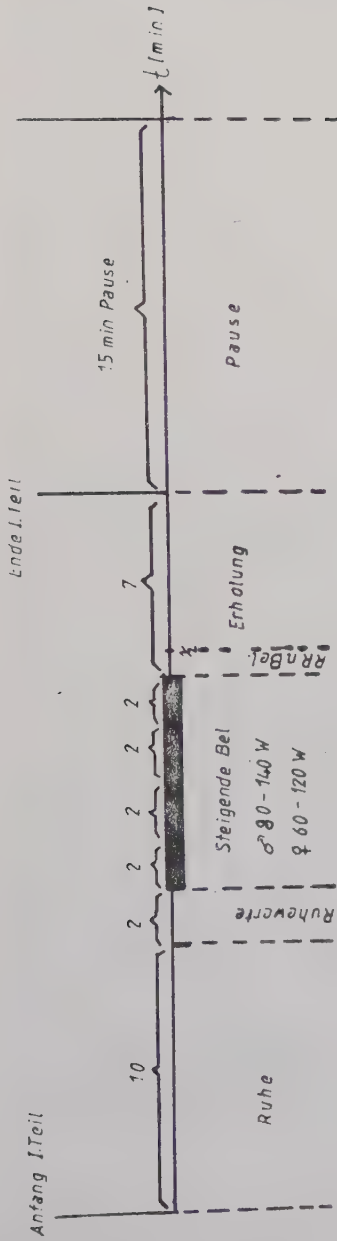


Abb. 1. Ablaufschema eines Versuchs

Im einzelnen liefen die Versuche folgendermaßen ab: (s. Abb. 1) Die Versuchsperson mußte sich zuerst ca. 10 Minuten hinlegen, um einerseits ausgeruht den Versuch antreten zu können und um sich andererseits an die Situation zu gewöhnen. Währenddessen konnten Angaben zur Person (Alter, Sportler/Untrainierter) gemacht werden.

Anschließend wurde der Blutdruck nach der Methode von RIVA-ROCCI gemessen, wobei die RECKLINGHAUSENSCHE Gummimanschette um den Oberarm gelegt und mittels eines Gebläses mit Luft gefüllt wurde, bis der Radialispuls nicht mehr zu fühlen war. Nun wurde die a. cubitalis auskultiert und der systolische und diastolische Wert von dem Quecksilbermanometer abgelesen und aufnotiert. Im Anschluß daran bestieg der Proband mit freigemachtem Oberkörper das Fahrradergometer.

Zur Registrierung der Elektrokardiogramme wurde in Anlehnung an die Ableitungsmethode von K.A. ROSENKRANZ und A. DREWS vorgegangen, weil die Anbringung von Extremitäten-Elektroden bzw. der Bezugselektrode für die Brustwandableitungen bei der Fahrradergometerbelastung durch bewegungsbedingte Artefacte Schwierigkeiten bereitet. Da bei dieser Anordnung die Gliedmaßen frei blieben, wurden die Kurven auch während der Belastung nicht durch Muskelverzitterungen gestört; lediglich bei maximaler Belastung kam es durch forcierte Atmung mit sehr ausgiebigen Exkursionen des Thorax gelegentlich zu atemsynchronen Schwankungen der Nulllinie (ROSKAMM 1971). In Anbetracht dessen, daß das Extremitäten-Elektrokardiogramm gegenüber den Brustwandableitungen geringeren Aussagewert hat, konnte während der Belastung ohne Nachteil auf die Registrierung von Extremitäten Ableitungen verzichtet werden (ROSKAMM 1971).

Die für die Befestigung der Elektroden vorgesehenen Hautstellen wurden mit Hilfe eines Zellstoffstreifens bis zur Rötung trockengerieben. Als Ableitungspunkte für die diffe-

rente Elektrode wurden V_3 , V_4 , V_8 und V_9 gemäß den unpolaren Brustwandableitungen nach WILSON gewählt, wobei V_3 auf der 5. Rippe ca. 2 cm vom linken Sternalrand entfernt, V_4 im 5. Interkostalraum in der linken Medioklavicularlinie, V_8 im 5. Interkostalraum in der Skapularlinie und V_9 im 5. Interkostalraum in der Paravertebrallinie zu liegen kamen. Auf die Elektroden wurde nun ein Klebering angebracht und in die Elektroden eine EKG-Paste zur besseren Leitfähigkeit gefüllt. Nachdem die Elektroden an den vorgesehenen Hautstellen angeklebt waren, wurden die Kabel an die Elektroden angeschlossen. Daraufhin wurde der 6-Kurven-Düsen-Direkt-schreiber SIEMENS CARDI REX 6 mit einer Papiergeschwindigkeit von 50 mm/sec eingeschaltet und der günstigste Kanal, d.h. der Kanal mit den höchsten Potentialunterschieden ausgewählt und zur sofortigen optischen Kontrolle auf Extrasystolen auf einem Sichtschirm übertragen.

Ein die Pulsfrequenz fortlaufend registrierender Schreiber der Fa. BECKMAN, sowie ein Frequenzmesser Nr. 109 - IR 35 von DEVICES, die beide an das EKG-Gerät angeschlossen waren, wurden sodann in Betrieb gesetzt und auf ihre Funktion überprüft.

Nachdem alle Geräte einwandfrei funktionierten, konnte der Versuch der steigenden Belastung mit der Stoppuhr gestartet werden. Die Versuchsperson saß zunächst ohne zu treten 2 Minuten auf dem Fahrradergometer. Der Ruhepuls wurde vom BECKMAN-schreiber fortlaufend registriert. Die Herzaktionen konnten am Sichtschirm beobachtet werden. Nach einer Minute wurde ca. 5 Sekunden lang der Papiervorlauf des EKG eingeschaltet und auf sechs Kurven die Herzaktionen der Ruhephase festgehalten.

Sobald die Stoppuhr die 2. Minute anzeigte, mußte die Versuchsperson anfangen zu treten. Die Frauen begannen mit einer Leistung von 40 Watt entsprechend einer Ergometereinstellung von 0,6 Skt, die Männer begannen mit 60 Watt, einem

Skalenwert von 1,2 Skt am Neigungsgewicht des Ergometers entsprechend. Wiederum wurde am Sichtschirm ständig auf Extrasystolen bzw. Rhythmusstörungen kontrolliert und die Pulsfrequenz fortlaufend aufgezeichnet. In der 3. Minute wurde dann wieder der Papiervorlauf des EKG eingeschaltet.

Die beschriebenen Vorgänge wiederholten sich nun adäquat für die nachfolgenden zwei Minuten dauernden Leistungsstufen von je 20 W Leistungssteigerung.

Nur bei einem Teil der Versuchspersonen wurde die steigende Belastung nach 10 Minuten, d.h. bei 100 Watt für die Frauen und bei 120 Watt für die Männer beendet; später wurde die Belastungsphase und damit die Belastung vergrößert, da sich nach den ersten Versuchen herausstellte, daß sonst die Belastungsendstufen gegenüber der Dauerbelastung zu gering waren, d.h. daß die Pulsfrequenz der steigenden Belastung unter derjenigen der Dauerbelastung blieb. Somit ergab sich also die Notwendigkeit noch eine Leistungsstufe bei der steigenden Belastung hinzuzufügen und Belastungsendstufen von 120 Watt für Frauen und 140 Watt für Männer zu wählen.

Ca. 30 Sekunden nach Beendigung der steigenden Belastung wurde in der oben beschriebenen Weise der Blutdruck gemessen und in der anschließenden Erholungsphase für mindestens 5 min die Pulsfrequenz durch den Schreiber registriert. In dieser Phase wurde der Papiervorlauf des EKG jede Minute eingeschaltet, um im Erholungszeitraum QRS und QT zu erhalten.

Nach maximal 7 Minuten wurden alle fortlaufend registrierenden Geräte gestoppt. Der erste Teil des Versuches war hiermit beendet. Die Versuchspersonen bekamen nun Gelegenheit sich ca. 10 - 15 min auf einer Liege zu erholen.

Danach konnte der zweite Teil des Versuches, die Dauerbelastung beginnen. Die Versuchsperson setzte sich wieder auf

das Fahrradergometer. Anschließend wurden die Elektroden mit den Kabeln verbunden. Sichtschirm und BECKMAN-Schreiber wurden eingeschaltet und die Stoppuhr in Gang gesetzt. 1 Minute saß der Proband - vorerst noch ohne zu treten - auf dem Fahrrad, wobei nach 30 Sekunden der Papiervorlauf eingeschaltet wurde, um das Ruhe-EKG zu erhalten. Nach Ablauf dieser Minute mußte der Proband 15 Minuten lang eine Dauerleistung erbringen; dabei leisteten die Frauen 70 Watt und die Männer 90 Watt bei jeweils 60 U/min. Während dieser Phase wurden ständig der Sichtschirm und der Drehzahlmesser beobachtet sowie jede Minute der EKG-Verlauf angeschaltet. Nach 15-minütiger Tretdauer durfte die Versuchsperson die Dauerbelastung beenden. In gleicher Weise wie bei der steigenden Belastung wurde nun weiterhin verfahren: nach ca. 30 Sekunden Messen des Blutdruckes, Pulsfrequenzregistrierung der Erholungsphase und jede Minute Einschalten des EKG.

Nach dieser mindestens 5-minütigen Erholungsphase wurde der Versuch gestoppt, die Versuchsperson konnte vom Fahrrad steigen und - nachdem die Elektroden abgenommen wurden - sich wieder ganz ankleiden. EKG-Rolle und Pulskurve wurden abgetrennt und zur späteren Auswertung gekennzeichnet.

2.4. Meßgeräte

Zur Durchführung der Versuche fand ein mechanisch gebremstes Fahrrad der Fa. Monark Verwendung, dessen angebrachte Kalibrierung jedoch nicht zuverlässig genug war und eine eigene Kalibrierung erforderte. Hierauf wird noch ausführlich eingegangen.

Der Blutdruck wurde nach der Methode von RIVA-ROCCI gemessen, wobei die RECKLINGHAUSENSCHE Gummimanschette am Oberarm angelegt wurde. Als EKG-Gerät diente ein 6-Kurven-Düsen-

Direktschreiber CARDI REX 6 der Fa. SIEMENS. Der Kanal mit den höchsten Potentialunterschieden konnte auf einen Sichtschirm übertragen werden. An diesen Kanal angeschlossen war auch ein den Puls fortlaufend registrierender Frequenzmesser Nr. 109 - I R 35 von DEVICES mit einem Schreiber der Fa. BECKMANN.

2.5. Auswertung

Die Meßwerte wurden auf Lochkarten übertragen und nach verschiedenen Programmen von DIXON (1968) und KLEINSCHMIDT (1977) an der Rechenanlage TR 440 des Leibnitz-Rechenzentrums der Bayerischen Akademie der Wissenschaften ausgewertet. Zur Erläuterung der aus den Versuchsabläufen errechneten Parameter ist in Tab. 3 und 4 ein Beispiel wiedergegeben (Proband Nr. 11, 1. Versuch).

Man erkennt daraus die Abhängigkeit der folgenden Parameter vom Verlauf der Meßwerte:

- A: - maximal erreichte Pulsfrequenz während der Ergometrie
 - kleinste gemessene QRS-Strecke
 - größte gemessene QT-Strecke
 - größter Wert des Verhältnisses QT/Pulsdauer
 - größter Wert des Verhältnisses QRS/Pulsdauer
- B: - Anstieg des systolischen Blutdrucks
 - Anstieg des diastolischen Blutdrucks zwischen den Zeitpunkten "vor" und "nach" Belastung
- C: - Erholungszeit EZ zwischen Ende der Belastung und Erreichen der Ausgangspulsfrequenz
 - Erholungspulssumme EPS als Maß der während der beobachteten Erholungszeit den Ausgangswert überschreitenden Pulsfrequenz

- D: - Angaben zum Auftreten von Extrasystolen (durch Untersucher)
- Angaben zur subjektiv bewerteten Belastungsanforderung der Ergometrieart
- E: - statistische i n t r a individuelle Streuung
- (die ebenfalls berechneten i n t e r individuellen Streuungen lassen sich hier nicht zeigen)
- F: - Leistungspulsindex LPI aus Regressionsrechnung
- G: - PWC_{130} aus Regressionsrechnung.

Auf weitergehende statistische Berechnungen wurde verzichtet, da diese - abgesehen vom teilweise zu kleinen Stichprobenumfang - den Rahmen dieser als orientierenden Vorstudie gedachten Arbeit gesprengt hätten.

Tabelle 3: Beispiel für die Berechnung von Kennwerten aus den Meßdaten von Versuchsperson 11
(männlich, trainiert) bei steigender Belastung (10 min)

Zeit min	Belastung (W)	Puls (min^{-1})	QRS (msec)	QT (msec)	RRS mm Hg	RRD mm Hg	QT-Dauer (%)	QRS RR-Dauer (%)
0	0	65	35	9	140	70	37.9	9.8
2	60	80	34	8	-	-	45.3	10.7
4	80	97	32	8	-	-	51.7	12.9
6	100	110	30	8	-	-	55.0	14.7
8	120	117	26	8	-	-	50.7	15.6
10	140	132	22	8	-	-	48.4	17.6
11	0	102	25	8	165	75	42.5	13.6
12	0	93	28	8	-	-	43.4	12.4
13	0	80	30	8	-	-	40.0	10.7
14	0	73	32	8	-	-	38.9	9.7
15	0	73	33	8	-	-	40.2	9.7
Maxima:	-	132	35	9	165	75	55.0	17.6
Minima:	-	-	22	8	-	-	37.9	9.7

EZ (Erholungszeit) = -, da Ausgangswert nicht erreicht;

EPS (Erholungspulssumme = (Summe der Erholungspulse bei 5-maliger Messung) - 5 x Ausgangswert) = 96 min^{-1}

STD (Standardabweichung) puls = 24.7 min^{-1} ;

STD / $\bar{x}_{\text{Puls}}$ = 24.5% ; LPI = $6.2 \text{ min}^{-1} / 10 \text{ W}$;

PWC₁₃₀ = 156.8 W ; RRS = 25 mm Hg ; RRD = 5 mm Hg ;

Blutdruckamplitude nach Belastung = 90 mm Hg

Tabelle 4: Beispiel für die Berechnung von Kennwerten aus den Meßdaten von Versuchsperson 11
(männlich, trainiert) bei Dauerbelastung

Zeit (in min)	Belastung (in Watt)	Puls (min ⁻¹)	QRS (msec)	QT (msec)	RRS (mm Hg)	RRD (mm Hg)	QT-Dauer (%)	QRS RR-Dauer (%)
0	0	65	8	35	115	65	37.9	8.7
1	90	86	8	33	-	-	47.3	11.5
2	90	86	8	33	-	-	47.3	11.5
3	90	90	-	33	-	-	45.9	12.0
4	-	98	-	32	-	-	52.3	13.1
5	-	98	-	32	-	-	52.3	13.1
6	-	-	-	32	-	-	52.3	13.1
7	-	-	-	32	-	-	52.3	13.1
8	-	-	-	31	-	-	50.6	13.1
9	-	-	-	31	-	-	50.6	13.1
10	-	-	-	31	-	-	50.6	13.1
11	-	-	-	31	-	-	50.6	13.1
12	-	98	-	30	-	-	49.0	13.1
13	-	98	-	30	-	-	49.0	13.1
14	-	98	-	30	-	-	49.0	13.1
15	90	98	8	30	-	-	49.0	13.1

16	0	37	8	32	135	70	40.4	11.0
17	0	75	8	33	-	-	41.5	10.0
18	0	75	-	34	-	-	42.5	10.0
19	0	65	-	35	-	-	37.9	8.7
20	0	80	-	35	-	-	40.7	10.7
21	0	57	-	35	-	-	33.5	7.0
22	0	65	8	35	-	-	37.9	8.7
Maxima:	-	98	8	35	135	70	52.5	13.1
Minima:	-	-	8	30	-	-	33.5	7.0

EZ (Erholungszeit) = 7 min; EPS (Erholungspulssumme) = 57 min^{-1}

STD (Standardabweichung)_{puls} = 8.9 min^{-1} ; $\text{STD}/\bar{x}_{\text{puls}} = 9.41 \%$

LPI bzw. PWC₁₃₀: entfällt; RRS = 20 mm Hg; RRD = 5 mm Hg;

Blutdruckamplitude nach Belastung = 65 mm Hg

(Fortsetzung von Tab 4)

3. Ergebnisse

3.1. Versuche zur methodischen Verbesserung der Fahrradergometrie

Wie in 1.4. erwähnt, sollten methodische Ungenauigkeiten bei der Ergometereinstellung verringert werden. Diese bestanden im wesentlichen aus

- Ablesungenauigkeiten auf der vom Hersteller angebrachten Skala
- unbekannten Reibungsverlusten, die die Leistungsanforderungen erhöhen.

Der Einfluß dieser Fehlermöglichkeiten soll an Hand der Abb. 2 erläutert werden.

- a) im Ruhezustand wird über das am "Meßrad" (Radius r_3) festangebrachte Gewicht F_G durch die Schwerkraft die gestrichelt eingezeichnete Ausgangslage eingestellt (stabile Gleichgewichtslage des Pendels mit Länge l_0). Dabei wird auch das am "Meßrad" festangebrachte Bremsband und der Zeiger in eine Ausgangsstellung gebracht, die der Leistung 0 W auf der Skala entspricht; die "Ausgleichsfeder" wird etwas gespannt.
- b) bei Betrieb wird am Tretkurbelrad ein Drehmoment D_1 erzeugt. Dadurch dreht sich auch das "Bremsrad" in der eingezeichneten Richtung. Zunächst ist die Haftreibung zwischen der Felge des Bremsrades und dem Bremsband so groß, daß das Band mit dem Radumfang mitbewegt wird. Dabei dreht sich auch das Meßrad und mit ihm der Zeiger und das Gewicht F_G mit. Oberhalb eines Grenzwertes, der durch die - in Abb. 2 nicht eingezeichnete - Spannfeder verschieden hoch eingestellt werden kann, ist jedoch die über das Drehmoment D_2 nach

$$D_2 = F_{D_2} \times r_2$$

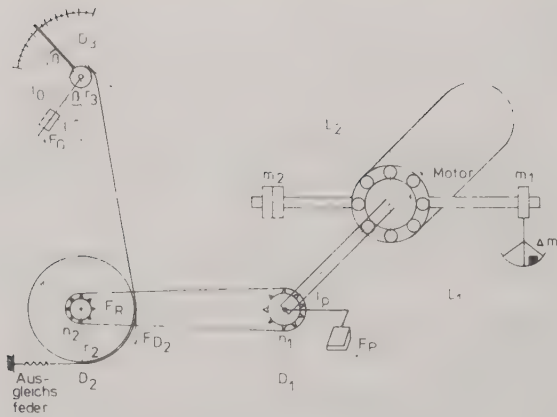


Abb. 2: Schema zur Ergometerkalibrierung

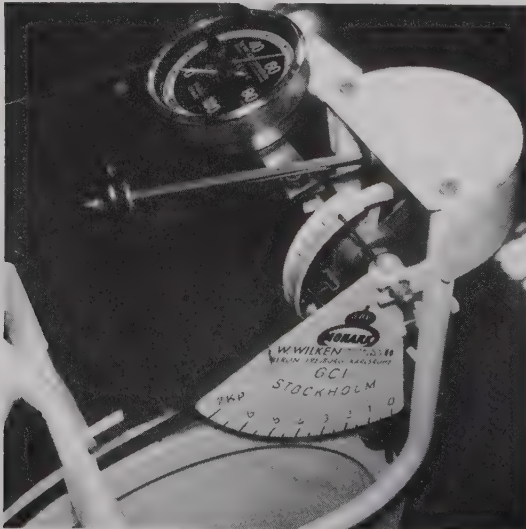


Abb. 3: Ablesewinkel für Skalen und Drehzahlmesser

zu berechnende Kraft F_{D_2} so groß, daß die Haftung überwunden wird; der Zustand der Gleitreibung ist eingetreten.

Die Zuordnung zwischen der zu überwindenden Reibungskraft F_R und der Auslenkung β am Meßrad erfolgt nach folgenden Gesetzmäßigkeiten:

- Der am Umfang des Bremsrades einwirkenden in Abb. 2 rechtsdrehenden - Kraft F_{D_2} ist die Reibungskraft F_R entgegengerichtet. Die Reibungskräfte zwischen Bremsband und Felge führen zu einer Zugwirkung in Richtung von F_{D_2} .
- Die Zugkräfte auf das Bremsband sind (im Gleichgewicht) mit F_{D_2} betragsmäßig gleich und wirken auf ihren Befestigungspunkt auf den Umfang des "Meßrades" ein. Hier wird über den Radius r_3 (nach Berücksichtigung weiterer Reibungsverluste) das Drehmoment D_3 erzeugt.
- Durch die Drehung des Meßrades werden auch 2 fest mit ihm verbundene Anzeigeskalen und vor allem ein Pendel mitbewegt.
- Durch die Auslenkung des Pendels aus seiner stabilen Gleichgewichtslage tritt über das Pendelgewicht F_G ein rücktreibendes - in Abb. 2 linksdrehendes - Drehmoment auf, das in Abhängigkeit vom Auslenkungswinkel β immer größer wird, bis ein Gleichgewicht mit dem rechtsdrehenden Drehmoment D_3 erreicht ist.

Nunmehr hat auch die Skala eine Gleichgewichtsstellung erreicht und man kann Skalenteile ablesen, die - zusammen mit der einzuhaltenden konstanten Umdrehungsfrequenz - einer bestimmten Leistung L entsprechen (s. 3.1.2.).

Tabelle 5: Vergleich zwischen vorgegebener Skalierung und neu angebrachter mm-Einteilung

Skalenablesung vorher (in Skt)	Winkel (in Grad-Maß)	Bogenlänge (in mm)
0	0	0
0.25	1.7	2.5
1.5	3.5	5.2
0.75	5.3	7.9
1.00	7	10.4
1.25	8.7	12.9
1.5	10.5	15.6
1.75	12.3	18.2
2.0	14	20.8
2.25	16	23.7
2.5	18	26.7
2.75	20	29.7
3.0	22	32.6
3.25	24	35.6
3.5	26	38.6
3.75	28	41.5
4.0	30	44.5
4.25	32.2	47.8
4.5	34.5	51.2
4.75	36.8	54.6
5.0	39	57.9
5.25	41.2	61.1
5.5	43.5	64.5
5.75	45.8	68.0
6.0	48	71.2
6.25	50.5	74.9
6.5	53.0	78.6
6.75	55.5	82.3
7.0	58	86.1

3.1.1. Ablesegenauigkeit

Die Skalenteilmarkierungen des Herstellers sind auf 2 als Kreissektoren ausgebildeten Skalen (ca. 8.5 cm bzw. 20 cm Radius) angebracht. Den Skalenteilen 1, 2, 7 entsprechen dabei Auslenkungswinkel β von 7° , 14° , 22° , 30° , 39° , 48° und 58° ; außerdem sind jeweils noch kleine Markierungen für 0.5, 1.5, usw. Skt angebracht. Die bei unseren Versuchen verwendete Skala mit dem kleineren Radius wird an einem feststehenden Zeiger vorbeigeführt. Die Ablesung erfolgt dabei unter dem gleichen Blickwinkel, unter dem der ebenfalls zu beobachtende Drehzahlmesser zu sehen ist. (s. Abb. 3)

Nach Augenmaß können auf der vorgegebenen Einteilung lediglich die Stellungen:

0, 0.25, 0.5, 0.75, 1.0, 6.5, 6.75, 7.0
und 7.25 SKT

hinreichend genau eingestellt werden.

Dies entspricht nach:

$$\beta \text{ (rad)} = \text{Bogenlänge } s / \text{Skalenradius } r \quad (1)$$

$$\text{bzw. } \beta \text{ (rad)} / \beta \text{ (grd)} = 6.28 / 360^\circ \quad (2)$$

Bogenlängen von:

$$s = \beta \text{ (grd)} \cdot r \cdot \frac{6.28}{360^\circ} \quad (3)$$

Für $r = 8.5 \text{ cm}$ können damit für die Skalenteileinstellungen 1 - 7 die Bogenlängen der Tab. 5 hinreichend genau eingehalten werden. Durch Anbringen einer mm-Einteilung war hingegen eine auf 1 mm genaue Einstellung möglich, was sich insbesondere bei den Einstellungen höherer Belastungen bemerkbar macht. So sind beispielsweise in der vorgegebenen Einteilung zwischen den Stellungen "6" und "7" nur die 4 Bogenlängen:

71.2 mm; 74.9 mm; 78.6 mm; 82.3 mm und 86.1 mm

reproduzierbar einzustellen, während die mm-Einteilung statt 4 nunmehr ca. 15 Differenzierungen in diesem Bereich erlaubt. Die zugehörige Differenzierung in der Leistungsbeanspruchung ergibt sich aus den Berechnungen im nächsten Abschnitt.

3.1.2. Kalibrierung des Ergometers

Die physikalische Leistung P ist definiert als

$$P = dW / dt \quad (1)$$

Dabei bedeutet dW die Arbeit, die gegen eine zu überwindende Kraft F auf dem Wege ds geleistet wird:

$$dW = F ds \quad (2)$$

Beim MONARK-Ergometer ist die zu überwindende Kraft die Reibungskraft F_R , die F_{D_2} entgegengerichtet ist und die am Pedal aufgebracht werden muß (siehe Abb. 2); die Strecke ds liegt auf dem Umfang des Bremsrades mit Radius r_2 und kann leicht nach:

$$ds = dn \cdot 2\pi \cdot r_2 \quad (3)$$

berechnet werden, wobei dn die Anzahl der Umdrehungen des Bremsrades bedeutet.

Die Kraft F_{D_2} wird erzeugt, indem vom Probanden an der Pedale die Kraft F_p aufgebracht wird. Das Drehmoment an der Tretkurbel

$$D_{\text{Pedal}} = F_p \times l_p \quad (4)$$

wird über die Kette auf das Bremsrad übertragen:

$$D_{\text{Bremsrad}} = F_{D_2} \times r \quad (5)$$

Dabei wird durch das Übersetzungsverhältnis der Kettenzahn-
räder

$$\frac{n_1}{n_2} = \frac{52}{14} = 3.71 \quad (6)$$

dafür gesorgt, daß aus 1 Pedalumdrehung 3.7 Bremsradumdrehungen resultieren. Mit einer Hebelarmlänge am Pedal $l_p = 18 \text{ cm}$ und $r_2 = 26 \text{ cm}$ erhält man somit aus (4) und (5):

$$F_p = F_{D_2} \times \frac{r_2}{l_p} = 1.44 F_{D_2} \quad (7)$$

Bei 1 Pedalumdrehung pro min mit einer Kraft F_p , die am Bremsrad die Kraft F_{D_2} erzeugt, wird - am Bremsrad - ein Weg

$$\begin{aligned} ds &= 3.71 \times 2 \pi r_2 \\ &= 3.71 \times 1.63 \text{ m} \\ &= 6.05 \text{ m} \end{aligned} \quad (8)$$

zurückgelegt. Die daraus zu berechnende Leistung ist somit:

$$P = F_{D_2} \times 6.05 \text{ m} / 1 \text{ min} \quad (9)$$

Bei $dn/dt = 50$ Umdrehungen/min erhält man:

$$\begin{aligned} P &= F_{D_2} \times 6.05 \text{ m} \times 50 / 60 \text{ sec} \\ &= F_{D_2} \times 5 \text{ (Nm / sec)} \end{aligned} \quad (10)$$

Man braucht danach nur noch F_{D_2} zu bestimmen, um die gesuchte Leistung (bei vorgegebener Pedalumdrehungszahl 50 min^{-1}) zu bestimmen.

3.1.2.1. Herstellerkalibrierung

Die Bestimmung von F_{D_2} erfolgt nach den Herstellerangaben durch Anhängen eines Gewichtes G an das Bremsband. Hieraus resultiert am Meßrad das Drehmoment

$$D_3 = G \times r_3$$

und führt zu einer Auslenkung β . Die Länge l_0 wird dann durch Verschieben des Pendelgewichtes F_G so lange variiert, bis für $G = 10 \text{ N}$ (1 kp) die Skaleneinteilung 1 eingehalten ist.

G hat dann die Funktion von F_{D_2} aus Gleichung (10) übernommen. Die Kalibrierung ist durchgeführt, d.h.

- Skalenteil 1 entspricht $P = 10 \text{ N} \cdot 5 \text{ m/sec} = 50 \text{ W}$
- Skalenteil 2 " $P = 20 \text{ N} \cdot 5 \text{ m/sec} = 100 \text{ W}$
- usw.

Man erkennt jedoch, daß diese Kalibrierung auf der Voraussetzung beruht, daß der Faktor 1.44 aus Gleichung (7) richtig ist. Wenn nämlich an der Pedale zusätzliche Kräfte zum Überwinden von Reibungen im Pedallager, bei Kettengliederreibungen und im Lager des Bremsrades aufgebracht werden müssen, so werden diese durch vorgenannte Kalibrierung nicht erfaßt. Im Extremfalle (fast festgefressenes Lager am Pedal) würde z.B. eine sehr große Kraft F_p aufgebracht werden müssen, um überhaupt das Bremsrad zu bewegen, selbst wenn an diesem die Vorspannung des Bremsbandes minimal und damit F_R bzw. F_{D_2} gering wären. Der Hersteller verweist daher auch

auf sorgfältige Pflege der mechanischen Teile und schätzt mögliche Ungenauigkeiten mit ca. 9 % über den eingestellten Sollwert ab.

Demgegenüber wollten wir eine genauere Kalibrierung erreichen.

3.1.2.2. Eigene Kalibrierung

Mit einem von MÖLLER (1969) speziell für Fahrradergometer konstruierten Eichgerät (s. Abb. 4), das über eine bewegliche Achse direkt am Tretkurbellager befestigt wurde (Abb. 5), konnte die sonst vom Probanden aufzubringende Kraft F_P direkt bestimmt werden. Das Prinzip dieser Kalibrierung liegt dabei darin (siehe auch Abb. 2), daß der Elektromotor drehbar aufgehängt ist. Ein rechtsdrehendes Drehmoment des Ankers (actio) führt dabei zu einem linksdrehenden Drehmoment des Gehäuses (reactio). Letzteres kann wiederum über die Hebellängen L_1 und L_2 sowie der Massenstücke m_1 , m_2 und Δm kompensiert werden, so daß aus einer einfachen Massenbestimmung die benötigten Größen berechnet werden können: (vergl. auch Abb. 2).

Zu Anfang wird durch Justierung der Massenstücke m_1 und m_2 eine Gleichgewichtslage eingestellt. Danach dreht sich der Motor und erzeugt das Drehmoment:

$$D_1 = F_P \times l_P$$

Als Reaktion verstellt sich die Gleichgewichtslage. Durch Auflegen der Massenstücke Δm wird jedoch über den Hebelarm L_1 dafür gesorgt, daß die ursprüngliche Gleichgewichtslage wieder erreicht wird. Für $L_1 = 1 \text{ m}$ erhält man:

$$D_1 = L_1 \times \Delta m \times g = \Delta m \times g \text{ (Nm)}$$

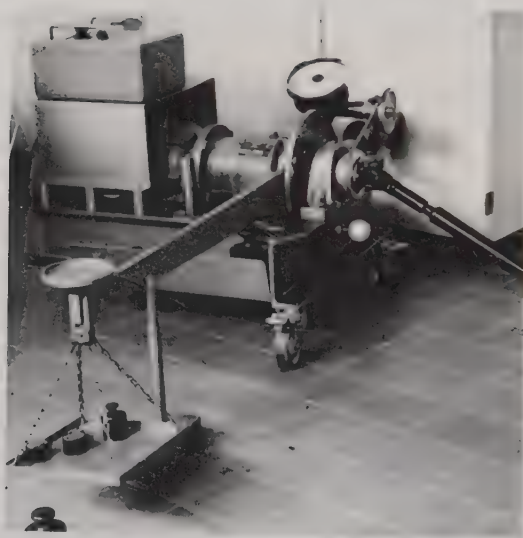


Abb. 4: Kalibriergerät nach MÖLLER (1969)

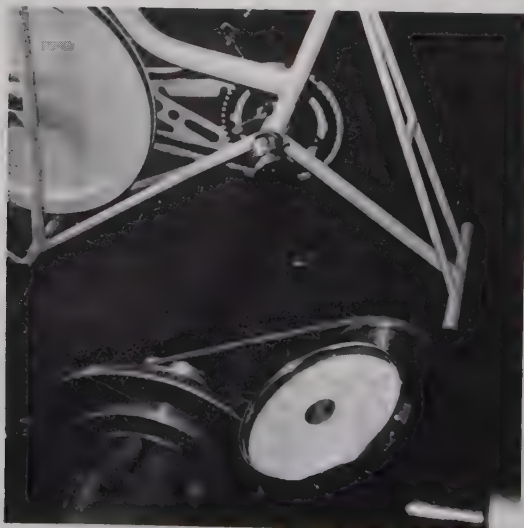


Abb. 5: Ankoppelung an das Fahrradergometer

Die notwendige Anzahl der zur Gleichgewichtseinstellung benötigten Massenstückchen ließ sich dabei auf ca. 10 g genau ermitteln. Die Kraft F_p aus Gleichung (7) in 2.1.2. erhält man nunmehr direkt als:

$$F_p = \frac{\Delta m g}{l_p}$$

Diese Kraft wird auf die Pedale ausgeübt, wobei bei 1 Umdrehung die Strecke

$$ds = 2 \pi l_p = 1.13 \text{ m}$$

zurückgelegt werden. Bei n Umdrehungen pro min werden also an der Pedale:

$$P = \frac{\Delta m 9.81_2}{l_p} l_p n / 60 \text{ sec}$$

$$P = x 1.03 \Delta m n \text{ (Nm / sec)}$$

geleistet.

In Tabelle 6 ist der Zusammenhang zwischen aufgelegten Massenstücken (der daraus berechneten Leistung), und der am Meßrad angebrachten mm-Skala (als SKT bezeichnet) wiedergegeben. Außerdem wurde geprüft, ob sich unterschiedliche Umdrehungsgeschwindigkeiten auf die Gleitreibungskraft F_R und damit auf die Anzeige auswirken (siehe Abb. 5). Man sieht, daß derartige Abweichungen zu vernachlässigen sind.

Damit war die methodische Vorarbeit abgeschlossen.

Tab. 6: Zusammenhang zwischen Leistung am Ergometer (in Watt), aufgelegten Massenstücken (in kg) und Skalenteilen der Ergometereinstellung bei $n = 60$ U/min.

Summe der		
Leistung (in Watt)	Massenstücke (in kg)	Anzeige (in cm) (in Skalenteilen)
40 W	0.64	0.6
60 W	0.97	1.2
80 W	1.29	1.9
100 W	1.62	2.6
120 W	1.94	3.3
70 W	1.13	1.6
90 W	1.41	2.2

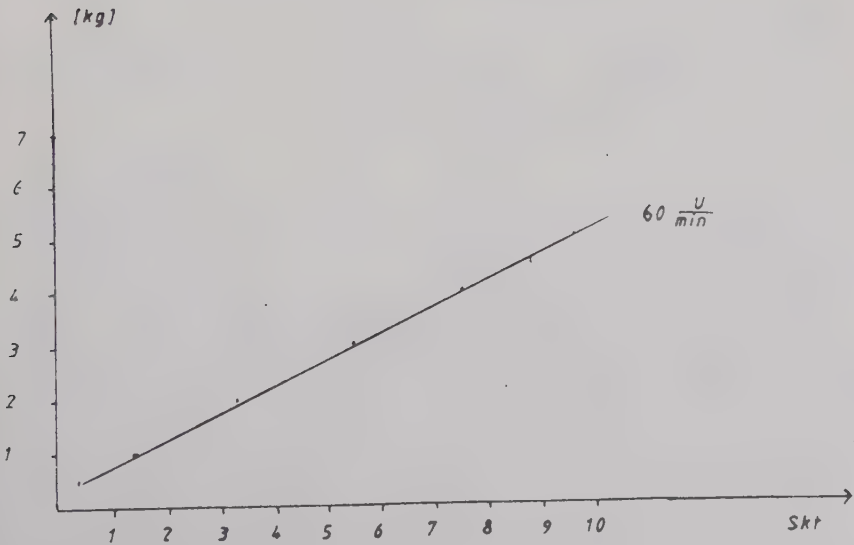
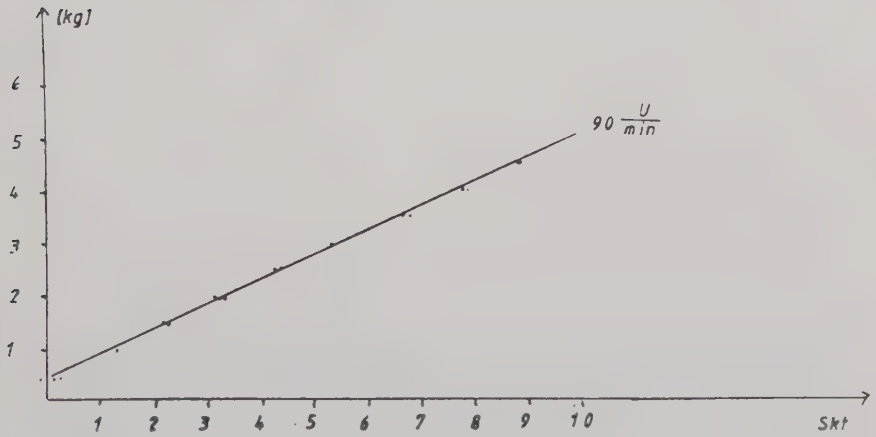
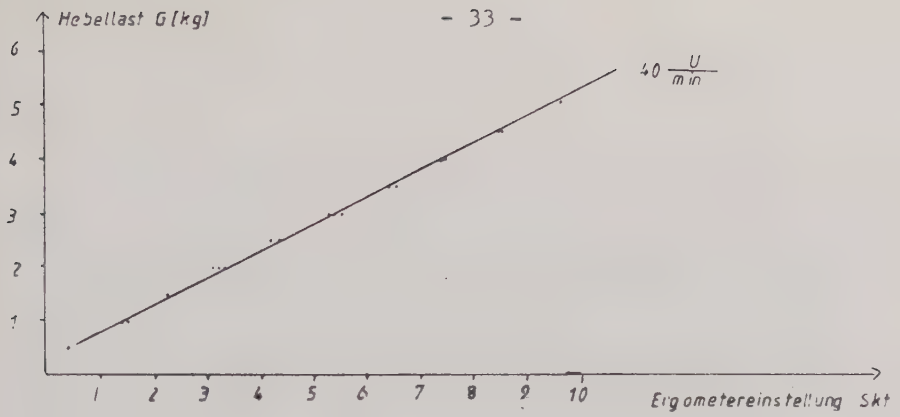


Abb.5 Kalibrierkurven

3.2. Vergleich der Ergometriearten "Dauerbelastung" (= D.B.) bzw. "Steigende Belastung" (= St.B.)

Wie in der Einleitung erwähnt, sollten die beiden Ergometriearten unter den Gesichtspunkten

- Differenzierbarkeit zwischen mehr und weniger leistungsfähigen Probanden
- Überwachbarkeit größerer Probanden g r u p p e n

verglichen werden.

Außerdem sollte kontrolliert werden, ob innerhalb der 2 wöchigen Versuchsdauer

- ein Trainingseffekt

festzustellen war.

Um diese Vergleiche an den über 20 hier erfaßten Meß- bzw. Rechengrößen einheitlich für b e i d e Belastungsarten durchführen zu können, mußte z.B. statt der nur für eine steigende Belastung (= St.B.) definierten Leistungspulsindexangabe die auch für die Dauerbelastung (= D.B.) berechenbare Streuung der Einzelwerte zwischen den 10 - 15 Meßzeitpunkten der jeweiligen Belastungsphase verwendet werden. Der damit berechenbare Variationskoeffiz. hat einen hierfür hinreichend engen Zusammenhang mit dem Leistungspulsindex ($r = 0.64$, $n = 30$ Wertepaare aus St.B.).

Darüber hinaus muß man berücksichtigen, daß ja genaugenommen nicht nur 2 Belastungsarten, sondern 6 verschiedene Leistungsanforderungen eingestellt wurden:

Einmal wurde in Übernahme der gebräuchlichen Differenzierungen die Belastung für männliche und weibliche Probanden unterschiedlich gewählt; die üblichen 20 W Mehrbelastung bei männlichen Probanden sollen dabei die geschlechtsbedingte unterschiedliche ergometrische Leistungsfähigkeit in etwa ausgleichen. Außerdem wurde im Verlauf der Versuche die Belastungsphase bei der St.B. von 5 x 2 min auf 6 x 2 min erweitert, verbunden mit einer weiteren Belastungssteigerung während der letzten 2 min. Man kann die zu leistende physikalische Arbeit nach

$$d W = P \times dt$$

(d W = geleistete Arbeit (in J), P = zu erbringende Leistung (in W), dt = Zeitintervall (in sec), währenddessen die konstante Leistung P erbracht wurde) berechnen und erhält:

	männliche Probanden	weibliche Probanden
Dauerbelastung	81 000 J (T = 6) (U = 6)	63 000 J (T = 6) (U = 12)
Steigende Belastung (10 min Dauer)	60 000 J (T = 3) (U = 2)	48 000 J (T = 2) (U = 4)
Steigende Belastung (12 min Dauer)	79 200 J (T = 3) (U = 4)	64 800 J (T = 4) (U = 8)

Dabei sind in Klammern jeweils die Anzahl der Versuche wiedergegeben, die pro Belastungsform durchgeführt wurden, auf-

geteilt nach "T" (= trainierte Personen) bzw. "U" (= untrainierte Personen lt. subjektiver Angabe).

Man erkennt dabei, daß die Besetzungszahlen zwar hinreichend ausgeglichen sind, weitergehende statistische Berechnungen jedoch infolge der geringen Fallzahlen nicht angebracht wären.

Daher wurden lediglich folgende Maßzahlen verwendet:

1. Als Maß für die *Ü b e r w a c h b a r k e i t* wurden die interindividuellen Maximalwerte der bei den verschiedenen Personen ermittelten Kenngrößen berechnet.
2. Als Maßzahl für die *T r a i n i e r b a r k e i t* wurde aus der Differenz vom jeweils 1. zum 2. bzw. vom 2. zum 3. Versuch die Differenz berechnet und dazu jeweils der Trend (in Form des Vorzeichens) vermerkt.
3. Die Auswertung nach der *D i f f e r e n z i e r b a r k e i t* bezüglich der Belastungsfähigkeit der Probanden ist dadurch erschwert, daß einerseits die Angaben der Probanden u. andererseits objektiv meßbare Kriterien wie Leistungsindex o.ä. nicht notwendig übereinstimmen müssen. Auf dieses Problem und die daraus resultierende Wahl einer Maßzahl zu den Übereinstimmungen zwischen subjektiven Angaben und objektiven Messungen wird noch im einzelnen eingegangen.

Da sich die Kennwerte im Verlauf der 2 wöchigen Versuchsperiode ändern können, wurden zunächst die genannten Berechnungen jeweils für jeden Versuchsdurchgang getrennt durchgeführt. In den folgenden Tabellen und Abbildungen wurde daher meistens nicht nur nach der Belastungsart, sondern auch nach dem Versuchsdurchgang aufgeschlüsselt.

3.2.1. Überwachbarkeit

Zur Vermeidung von Überlastungen ist man auf die Beurteilung von Kenngrößen angewiesen, die *n i c h t* erst durch langwierige Normierung o.ä. ermittelt werden können. Daher wurden für diesen Auswertungsgesichtspunkt vornehmlich die *d i r e k t* meßbaren Größen

- Pulsfrequenz und das dabei erreichte Maximum
- EKG-Veränderungen
- systolischer Blutdruck bei Belastung

betrachtet.

In Abb. 6 bis 8 sind die Pulsfrequenzverläufe, gemittelt über alle Probanden (d.h. auch die leistungsschwächeren Probanden wurde in diesen Gruppen miterfaßt), wiedergegeben. Abb. 9 bis 14 veranschaulichen die in etwa spiegelbildlich verlaufenden QT- bzw. QRS-Zeiten.

Man erkennt, daß die St.B. im Mittel zu höheren Pulsfrequenzmaxima führt bzw. daß analog die von der Pulsperiodendauer mitbeeinflussten QT-Zeiten und die QRS-Zeiten bei St.B. im Mittel niedriger liegen als bei Dauerbelastung.

Es wurden in keinem Falle Extrasystolen am Sichtschirm beobachtet; auch im Nachhinein konnten in den Zeitabschnitten, in denen das EKG mitgeschrieben wurde, keine derartige Störungen der Reizleitung beobachtet werden.

Um die Abhängigkeit der QT- bzw. QRS-Dauer von der Pulsdauer zu verringern, wurde im nächsten Schritt jeweils der relative Anteil der elektrischen Systole (BÖRGER) berechnet, d.h. die QT-Dauer auf die Pulsdauer bezogen. Analog ergab sich ein Relativmaß für die QRS-Dauer, die als Ausdruck der Erregungsausbreitung in beiden Kammern gilt. Die Maximalwerte je Versuchsdurchgang wurden nach den 6 Belastungsanforderungen getrennt (siehe Beispiel in Tab. 7). Die dabei beobachteten

Abb. 6 PULSFREQUENZMITTELWERTE

1. Versuch

— Steigende Belastung

- - - Dauerbelastung

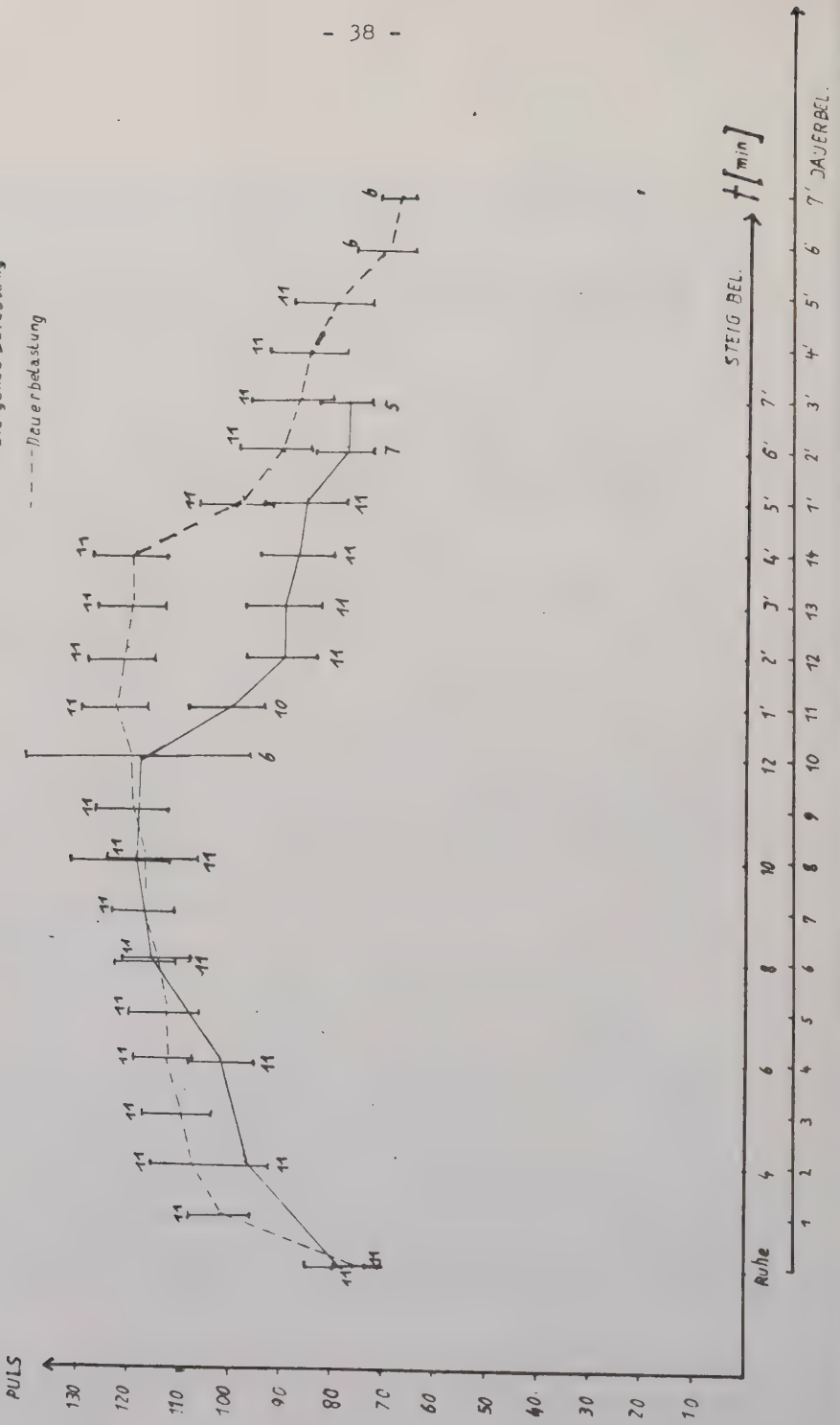


Abb. 7 PULS-FREQUENZMITTELWERTE

2. Versuch

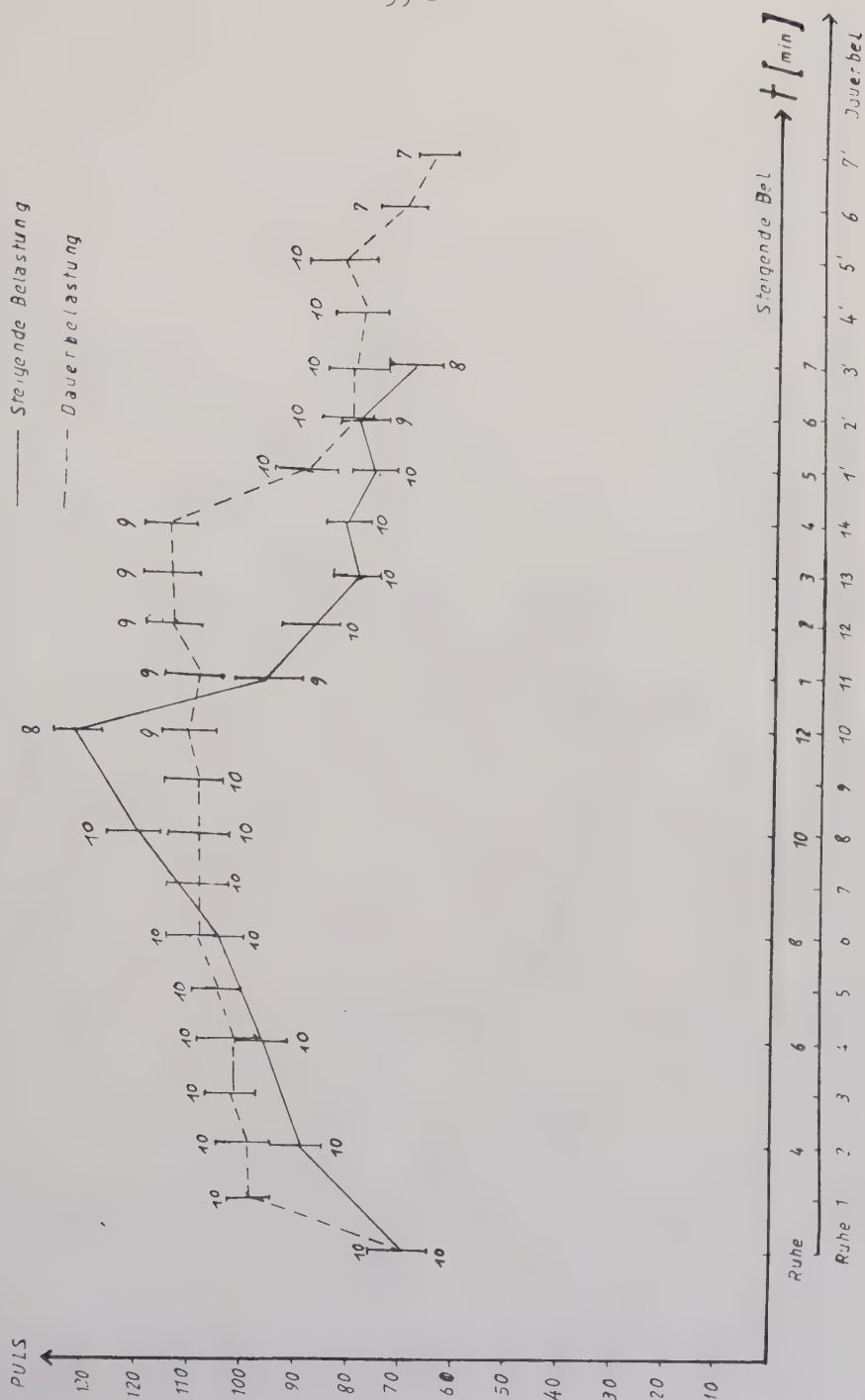


Abb. 8. PULSFREQUENZMITTELWERTE

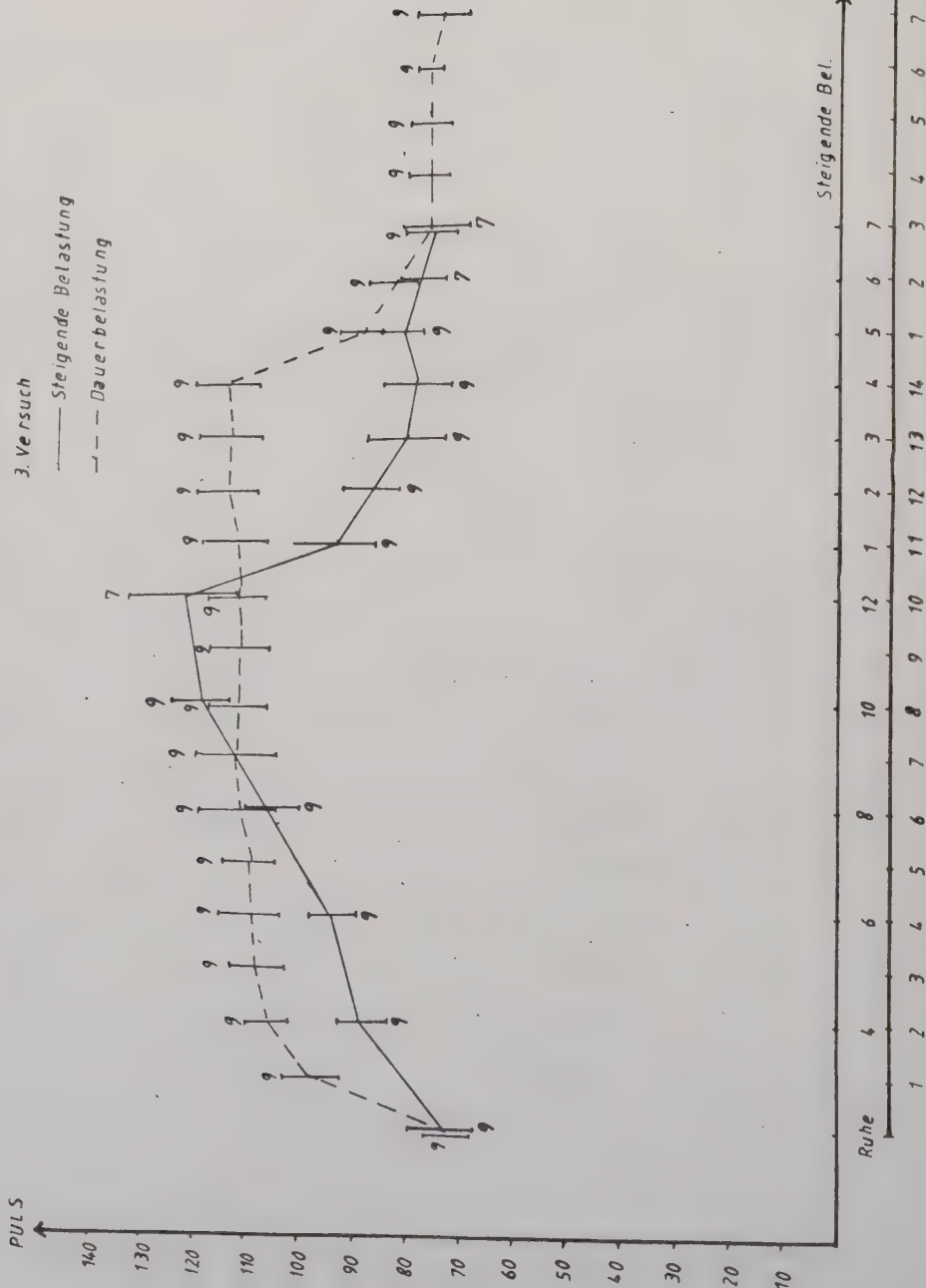


Abb. 9 QRS-MITTELWERTE

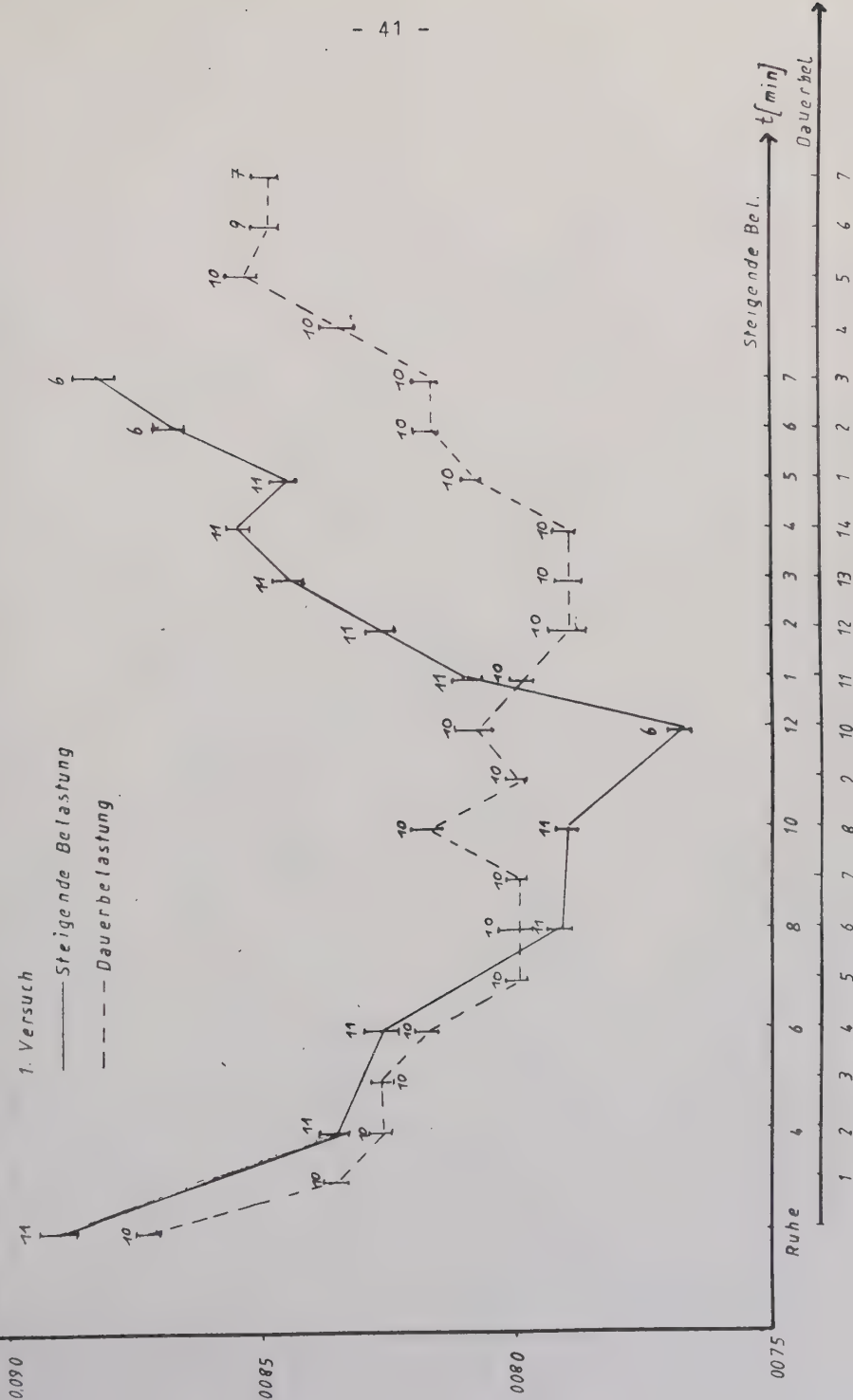
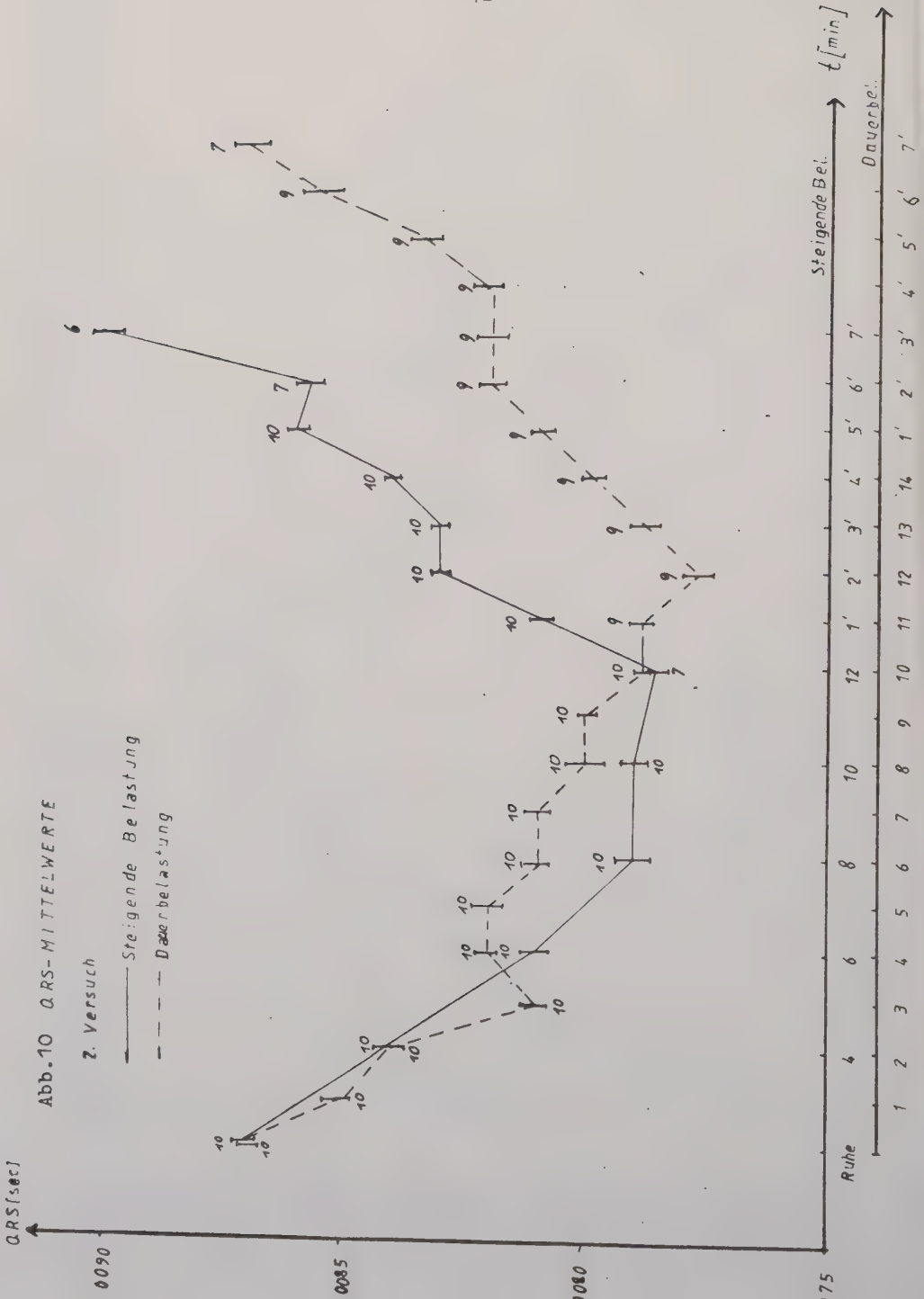


Abb. 10 QRS-MITTELWERTE

Z. Versuch

— Steigende Belastung

--- Dauerbelastung



QRS [sec]

Abb. 11 QRS-MITTELWERTE

3. Versuch

— Steigende Belastung

- - - Dauerbelastung

0,090

0,085

0,080

0,075

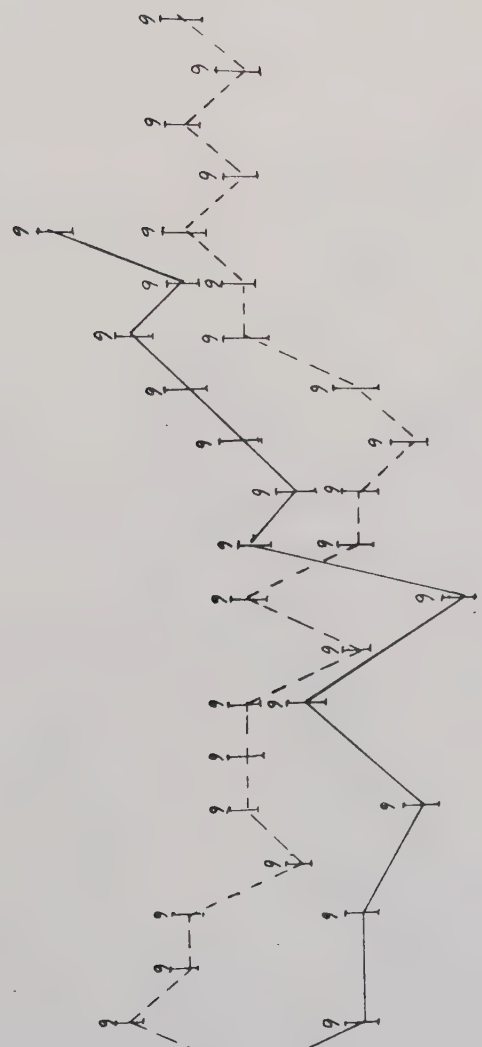
Steig. Bel.

Ruhe

t [min]

Dauerbel.

1 2 3 4 5 6 7 8 10 12 1' 2' 3' 4' 5' 6' 7'



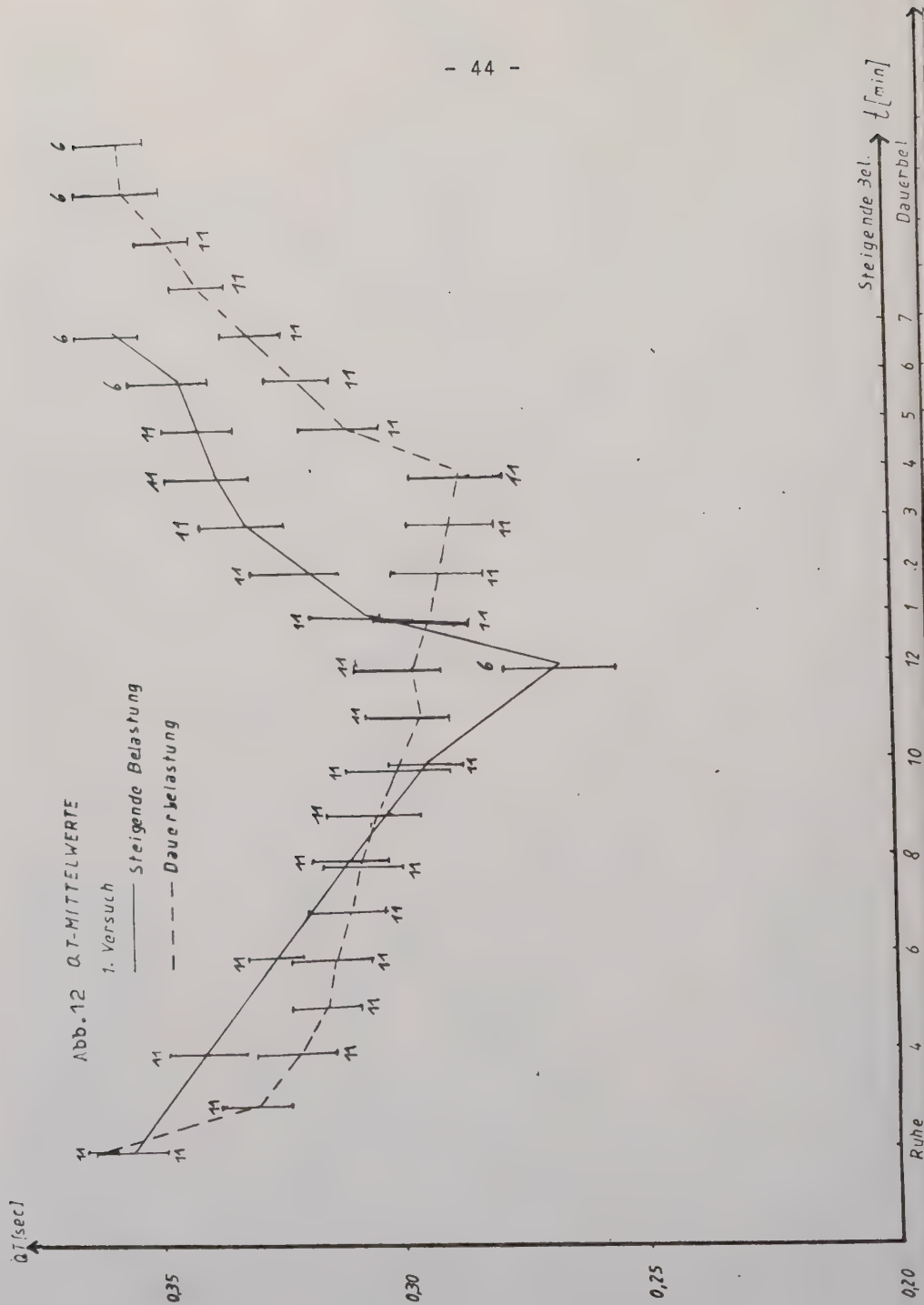
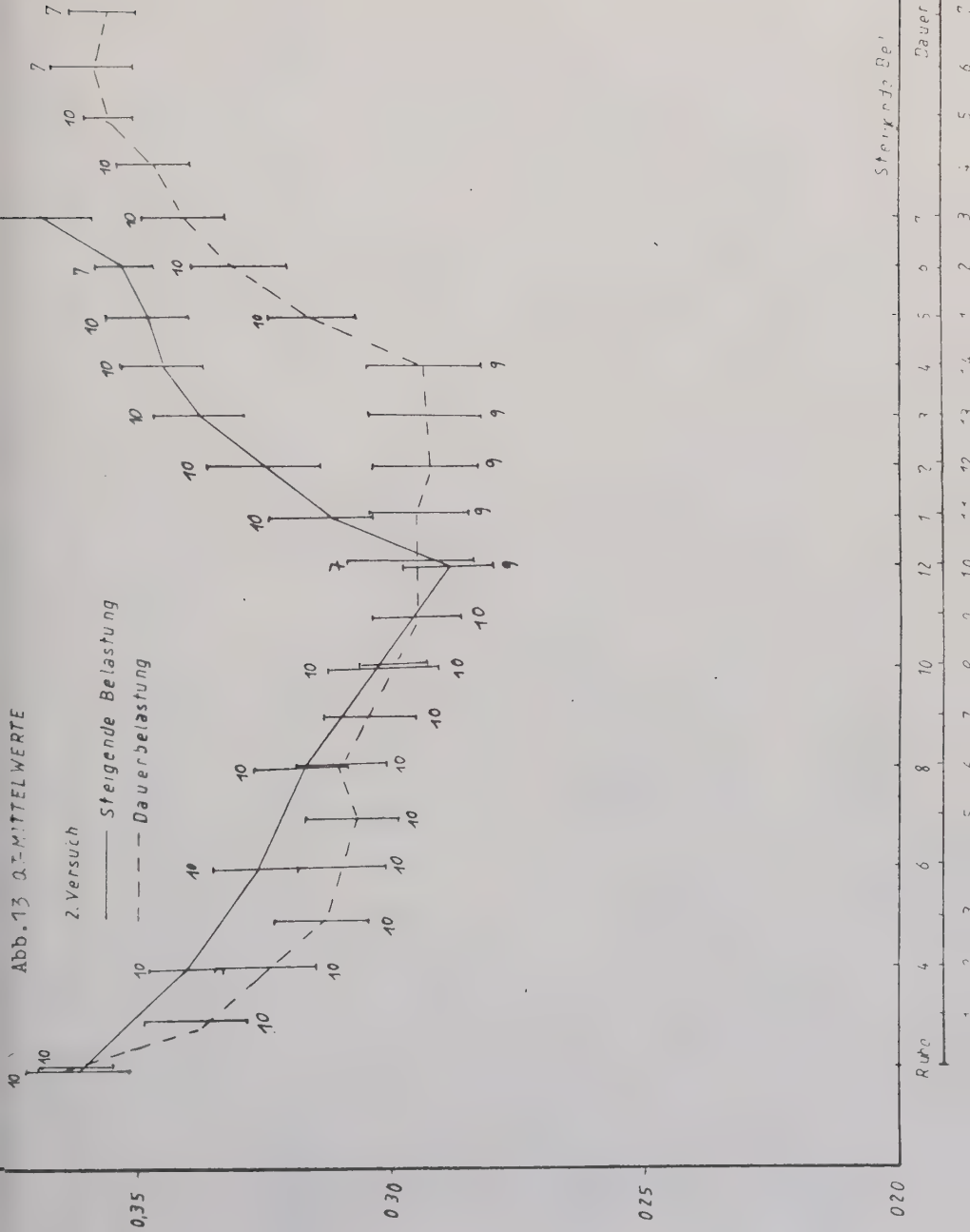


Abb. 13 α -Mittelwerte

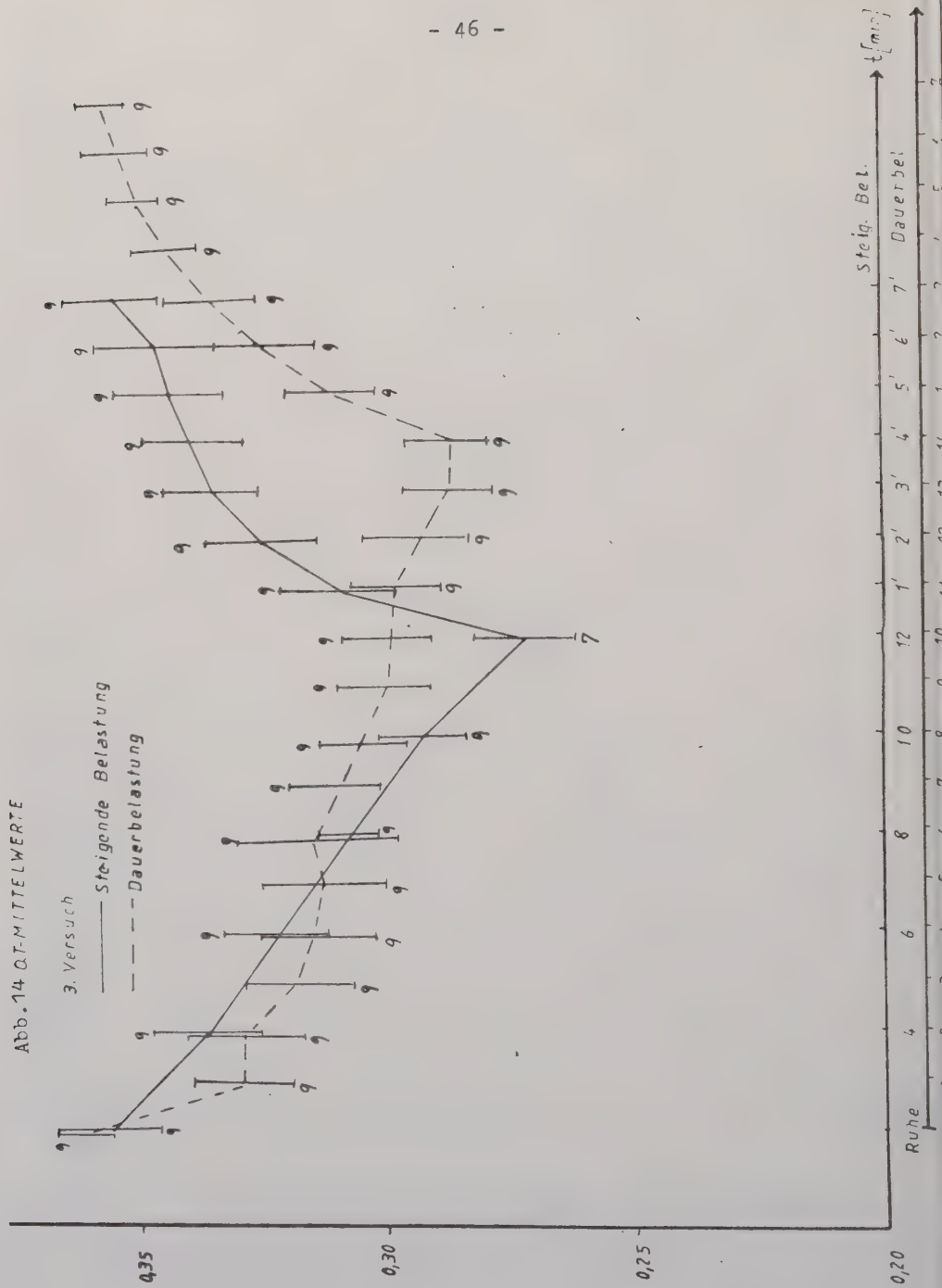


Tabelle 7: Auswertungsbeispiel zur Überwachbarkeit der Ergometerbelastung, gemessen am interindividuellen Maximum bei der Kenngröße "relative QT-Dauer im Belastungs-EKG" (QT-Dauer/Puls-Dauer x 100 %) bei verschiedenen Belastungsarten und in Wiederholungsversuchen (I bis III)

männliche Probanden	VP-Nr.	Dauerbelastung			Steigende Bel. (10 min)			Steigende Bel. (12 min)		
		I	II	III	I	II	III	I	II	III
trainiert	11	52.26	-	-	55.00	-	-	-	-	-
	9	61.77	52.50	-	66.13	-	-	-	57.75	-
	1	55.53	57.00	63.00	57.17	-	-	-	56.67	62.15
untrainiert	4	56.00	53.50	55.10	63.00	-	-	-	61.96	51.73
	2	72.05	60.97	61.83	69.75	-	-	-	67.00	62.50
Ergebnisse (Maximum)				72.05			69.75			67.00
weibliche Probanden	8	60.17	55.80	58.50	-	-	54.40	49.87	64.00	-
	7	60.90	62.40	55.53	-	-	-	56.00	63.00	59.93
	10	59.73	57.40	59.00	-	-	-	63.00	59.40	54.17
	6	76.27	62.20	60.66	79.30	60.30	-	-	-	56.83
	5	60.75	61.60	63.00	-	-	-	67.60	63.70	62.00
Ergebnisse (Maximum)	3	63.80	70.00	68.00	58.80	70.00	-	-	-	66.27
				76.27			79.30			67.60

Tabelle 8: Die Überwachbarkeit bei verschiedenen Belastungsarten, gemessen am interindividuellen Maximum bei verschiedenen Kenngrößen

Meßgröße	Dauerbelastung		Steigende Belastung (10 min)		Steigende Belastung (12 min)	
	männliche Probanden	weibliche Probanden	männliche Probanden	weibliche Probanden	männliche Probanden	weibliche Probanden
QT-Dauer	72.05 %	76.27 %	69.75 %	79.30 %	67.00 %	67.60 %
Puls-Dauer						
QRS-Dauer	19.65 %	24.40 %	19.65 %	24.40 %	17.70 %	19.47 %
Puls-Dauer						
erreichtes						
Pulsfrequenz-	131 min ⁻¹	183 min ⁻¹	135 min ⁻¹	183 min ⁻¹	143 min ⁻¹	169 min ⁻¹
maximum						
systolischer						
Blutdruck am						
Belastungs-	165 mm Hg	175 mm Hg	180 mm Hg	180 mm Hg	170 mm Hg	180 mm Hg
ende						

Maximalwerte sind in Tab. 8 wiedergegeben. Da für die Überwachbarkeit im allgemeinen auch nur das Überschreiten von Grenzwerten als Kriterium herangezogen wird, reicht dieses Maß aus, um eben die am meisten gefährdeten wenig leistungsfähigen Personen zu einem Abbruch der Ergometrie zu veranlassen. Da zudem unter dem Gesichtspunkt der Überwachbarkeit derartige Abbruchgrenzen nicht für jeden Einzelfall festgelegt werden, sondern möglichst allgemein gelten müssen, wurde nicht weiter nach Wiederholungsversuchen oder nach "trainiert" bzw. "untrainiert" aufgeschlüsselt. Man erkennt, daß bei den männlichen Probanden die Dauerbelastung zu Werten führt, die im Maximum etwas niedriger liegen als bei steigender Belastung. Bei den weiblichen Probanden ist diese Tendenz nicht so ausgeprägt. Berücksichtigt man jedoch, daß bei den 5 männlichen Probanden 3 angaben, daß sie zur Zeit aktiv Sport treiben würden, während bei den 6 weiblichen Probanden weniger als die Hälfte, nämlich nur 2 Probandinnen als "trainiert" bezeichnet werden, so hatten bei den 6 untrainierten weiblichen Probanden mehr die "Chance", die Maximalwerte zu beeinflussen als die beiden untrainierten männlichen Probanden. Ohne Differenzierung nach männlichen und weiblichen Probanden gibt es hiernach praktisch keinen Unterschied in den Belastungsarten unter dem Gesichtspunkt, welche Ergometrieart für einzelne Probanden einer zu überwachenden Gruppe weniger gefährlich ist.

3.2.2. Trainingseffekte

Wie zuvor erwähnt, wurde zur Erfassung des Trends vom 1. zum 2. Versuch bzw. vom 2. zum 3. Versuch jeweils die Änderung der betrachteten Kenngröße ermittelt. Tab. 8 gibt als Auswertungsbeispiel eine Aufstellung für die Kenngröße "Pulsmaximum während der Ergometrie" wieder.

Angaben zum Trainings- zustand	Geschl.	VP- Nr	Dauerbelastung		St.B. (10 min)		Steigende Belastung (12 min)		Anzahl an + / -
			Versuch I-II	Versuch II-III	Versuch I-II	Versuch II-III	Versuch I-II	Versuch II-III	
trainiert	m	1	98-100 (+)	100-105 (+)	---	---	100-120 (+)	---	5 / 5
	w	8	104-98 (-)	98-97 (-)	---	---	88-120 (+)	---	
	w	7	135-120 (-)	120-106 (-)	---	---	120-126 (+)	126-124 (-)	
untrainiert	m	4	112-107 (-)	118-114 (-)	---	---	---	143-110 (-)	5 / 13
	m	2	134-120 (-)	118-110 (-)	---	---	---	134-125 (-)	
	w	10	123-123 (-)	132-118 (-)	---	---	135-132 (-)	132-130 (-)	
	w	6	183-140 (-)	140-140 (-)	183-155 (-)	---	---	---	5 / 13
	w	5	135-138 (+)	138-146 (+)	---	---	169-154 (-)	153-155 (+)	
	w	3	132-140 (+)	140-124 (-)	126-140 (+)	---	---	---	

Tabelle 9: Auswertungsbeispiel zur Ermittlung des Trainingseffektes, gemessen an der Zahl der beobachteten Vergrößerungen (+) bzw. Verkleinerungen (-) im Vergleich Versuch I zu Versuch II bzw. Versuch II zu Versuch III für die Maßgröße "maximal erreichte Pulsfrequenz (in min⁻¹)". Versuche, bei denen für die St.B. die Belastungsdauer verändert wurde, sind in dieser Aufstellung nicht berücksichtigt.

Man erkennt, daß nur solche Versuche in die Auswertung kamen, bei denen bei der gleichen Person in 2 aufeinanderfolgenden Versuchen die Belastungsanforderungen durch die Ergometrieart konstant blieben; die Veränderung in der Kenngröße - hier: maximale Pulsfrequenz - blieb somit unabhängig von den bei der St.B. teilweise geänderten Belastungsanforderungen. Insbesondere die Versuche bei VP-Nr. 9 und VP-Nr. 11 konnten daher nicht berücksichtigt werden. Blieben die Kennwerte unverändert, so wurden diese Versuche ebenfalls nicht berücksichtigt.

Da bei untrainierten Personen eher eine Verbesserung der ergometrischen Leistungsfähigkeit bei wiederholter Ergometrie zu erwarten ist als bei Personen, die von Anfang an bereits "austrainiert" sind, wurde außer nach den 6 Belastungsanforderungen auch nach trainierten bzw. untrainierten Probanden unterschieden. Da eine etwaige Verbesserung der körperlichen Leistungsfähigkeit sich nicht isoliert auf die eine oder andere Belastungsart auswirken sollte, erfolgte die Zusammenfassung der Auszählungen ohne Aufschlüsselung nach Belastungsarten, um Anhaltspunkte zu erhalten, ob für die folgenden Auswertungen eine Zusammenfassung der Wiederholungsversuche vertretbar sei.

In Tab. 9 sind die Ergebnisse für die an verschiedenen Kenngrößen ermittelten Trends wiedergegeben.

Es zeigt sich, daß tatsächlich bei den "trainierten" Personen etwa gleich häufig ein An- und ein Absteigen beobachtet wird, während bei den "untrainierten" Personen häufiger eine Verkleinerung als ein Anstieg bei den Kenngrößen zu beobachten ist, die als Anpassungsreaktion des Organismus auf Leistungsanforderung zu werten ist. Offenbar reichen also auch die wenigen Ergometrien aus, um innerhalb von 2 Wochen Trainingseinflüsse erkennbar werden zu lassen. Versuche, durch verschiedene weitere Auswertungsansätze noch zwischen den

Tabelle 10: Trainingseffekte bei subjektiv trainierten bzw. untrainierten Personen, gemessen an den Veränderungen bei verschiedenen Meßgrößen, die zwischen dem I. und II. Versuch bzw. zwischen dem II. und III. Versuch auftraten

Meßgröße	Trainierte Probanden		Untrainierte Probanden	
	Anzahl der Vergröße- rungen	Anzahl der Verkleine- rungen	Anzahl der Vergröße- rungen	Anzahl der Verkleine- rungen
erreichtes Pulsmaximum	5	5	6	12
Pulsfrequenz- steigerung ($P_{\max} - P_0$)	3	5	3	11
systolischer Blutdruck nach Bela- stung	4	6	8	11
Blutdruckam- plitude bei Belastungs- ende	4	5	6	12

Ergometriearten zu differenzieren, hatten keinen Erfolg.

Natürlich wird man dabei prüfen müssen, ob die subjektiven Angaben zum Trainingszustand auch objektiviert werden können.

Dies soll im nächsten Abschnitt geschehen.

3.2.3. Differenzierungsfähigkeit zwischen mehr und weniger belastbaren Probanden

Zur Frage der objektiven Feststellung, ob ein Proband tatsächlich als "trainiert" oder "untrainiert" bezeichnet werden kann, ist es zweckmäßig, nur die beim 1. Versuch gewonnenen Meßwerte zu verwenden, um eine Veränderung des Trainingszustandes während der 2-wöchigen Versuchsdauer auszuschließen. Weiterhin sollen nur Kenngrößen in Betracht gezogen werden, die sowohl bei der Dauerbelastung als auch bei der steigenden Belastung zu bekommen sind. Schließlich muß wieder berücksichtigt werden, daß jeder Proband nur je 2 der insgesamt 6 Belastungsanforderungen durchführte; d.h. man muß beim Vergleich der Belastungsarten differenzieren.

Unabhängig von den Belastungsarten können dann noch Kenngrößen wie

- Ruhepuls
- Ruheblutdruck
- Übergewichtigkeit
- Rauchverhalten

auf den Zusammenhang mit den subjektiven Angaben zum Trainingszustand geprüft werden.

Für quantitative Meßgrößen eignet sich die Rangierung als Beurteilungskriterium, aus der anschließenden Zuordnung der subjektiven Angaben "trainiert" bzw. "untrainiert" können

dann jeweils mittlere Rangzahlen für die beiden Klassifikationsmerkmale errechnet werden.

In Tab. 10 ist als Auswertungsbeispiel für das belastungsbedingte "Pulsfrequenzmaximum" die entsprechende Berechnung wiedergegeben.

Man erkennt zunächst, daß sich tatsächlich bei der für alle VP gleichen Dauerbelastung eine Reihenfolge angeben läßt, bei der trainierte VP niedrigere $P_{\max}$ -Werte haben, untrainierte höhere $P_{\max}$ -Werte. Lediglich die weibliche VP-Nr. 7 ist danach doch nicht so gut trainiert, wie sie angegeben hatte. Da diese VP bei der 12-minütigen steigenden Belastung aber wieder relativ niedrige Werte erreicht, kann man - auch unter Berücksichtigung der Aufschlüsselung in Tab. 11 - davon ausgehen, daß die subjektiven Angaben nicht notwendig falsch sind.

Die analog für andere Meßgrößen ermittelten mittleren Rangzahlen für subjektiv trainierte bzw. untrainierte Probanden sind in Tab. 12 zusammengefaßt.

Dabei genügt es, nur die mittleren Rangzahlen z.B. der Trainierten zu betrachten, da die Rangzahlen der untrainierten Personen rechnerisch damit gekoppelt sind. Als Optimum einer Trennung gilt bei

- trainierten Männern: 1.5 bzw. 4.5
- trainierten Frauen: 1.5 bzw. 3.5,

während bei nicht erkennbarer Reihenfolge im Extremfall (von beiden trainierten Personen hat eine den größten, die andere den kleinsten Wert) bei

- trainierten Männern: 3.0
- trainierten Frauen : 2.5

beträgt. Es zeigt sich, daß die 12-minütige steigende Belastung bei den verschiedensten Meßgrößen gleichbleibend einen

Tabelle 11: Auswertungsbeispiel zur Differenzierbarkeit zwischen mehr bzw. weniger trainierten Versuchspersonen, gemessen an der mittleren Rangzahl für Meßgröße "erreichtes Pulsmaximum" (in min^{-1})

Belastungsart	männliche Probanden			weibliche Probanden		
	Wert	(VP-Nr.)	Rang	Wert	(VP-Nr.)	Rang
Dauerbelastung	131	(2)	1	183	(6)	1
	112	(4)	2	135	(5)	2.5
	109	(9)	3	135	(7)	2.5
	98	(11)	4.5	132	(3)	4
	98	(1)	4.5	123	(10)	5
Ergebnis:	12 : 3 = 4.0			8.5 : 2 = 4.25		
mittlere Rangzahl	3 : 2 = 1.5			12.5 : 4 = 3.1		
Steigende Belastung (10 min)	135	(4)	1.5	keine Vergleichsmöglichkeit, da nur subjektiv "untrainierte" Versuchspersonen bei dieser Be- lastungsart (1. Versuch)		
	135	(2)	1.5			
	132	(11)	3			
	124	(9)	4			
	98	(1)	5			
Ergebnis:	12 : 3 = 4.0					
mittlere Rangzahl	3 : 2 = 1.5					
Steigende Belastung (12 min)	Keine Vergleichsmöglichkeit, da keine männlichen VP bei dieser Belastungsart in 1. Versuch			169	(5)	1
				135	(10)	2
				120	(7)	3
				88	(8)	4
				7 : 2 = 3.5		
Ergebnis:				3 : 2 = 1.5		
mittlere Rangzahl						

Trend hervorruft, der auch bei nur 10-minütiger Belastung allerdings undeutlich zu erkennen ist; die Dauerbelastung (weibliche Probanden) läßt die Unterschiede noch mehr "verschwimmen".

Nach diesen Ergebnissen erhält man offensichtlich mit zunehmender Ausbelastung der Probanden ein sichereres Bild über die ergometrische Leistungsfähigkeit als mit konstant bleibender Dauerbelastung.

Hierbei muß man natürlich mehrere Vorbehalte einwenden.

Dies wird im nächsten Abschnitt diskutiert.

Tab. 12: Differenzierbarkeit zwischen mehr bzw. weniger trainierten Versuchspersonen beim
1. Versuch, gemessen an der mittleren Rangzahl bei verschiedenen Meßgrößen

Meßgröße	Dauerbelastung				Steigende Belastung (10 min)		Steigende Belastung (12 min)	
	Probandeneinteilung				Probandeneinteilung		Probandeneinteilung	
	männliche	weibliche	nur weibliche		nur männliche		nur weibliche	
	3 T	2 U	2 T	4 U	3 T	2 U	2 T	2 U
erreichtes Pulsmaximum	4.0	1.5	4.25	3.1	4.0	1.5	3.5	1.5
$P_{\max} - P_o$	2.7	1.5	3.5	3.5	2.8	3.25	3.5	1.5
Blutdruck- amplitu- de _{max}	2.7	3.5	3.5	3.5	3.0	3.5	3.5	1.5
Erholungs- Pulssumme	2.5	3.75	3.25	3.8	2.25	2.75	3.5	1.5
LPI	-	-	-	-	2.7	4.0	3.5	1.5
PWC ₁₃₀	-	-	-	-	2.0	4.5	1.5	3.5
STD/ $\bar{x}$ (Puls- frequenz in Belastungs- phase)	2.0	4.5	3.5	3.5	2.7	4.0	2.0	3.0

Tabelle 13: 4-Felder-Tafeln zur Gegenüberstellung der Häufigkeiten einiger Alternativmerkmale im Vergleich zu den subjektiven Angaben der 11 Versuchspersonen zum Trainingszustand

Merkmal	subjektive Angabe "trainiert"	subjektive Angabe "untrainiert"
(Rauchverhalten)		
Raucher	1	2
Nicht-Raucher	4	4
—		
(Übergewicht)		
$\frac{\text{Größe}}{\text{cm}} - \frac{\text{Gewicht}}{\text{kp}} \geq 100$	4	5
$\frac{\text{Größe}}{\text{cm}} - \frac{\text{Gewicht}}{\text{kp}} < 100$	1	1
—		
(ergometrische Leistungsfähigkeit)		
$\text{PWC}_{130} > 150 \text{ W}$	5	1
$\text{PWC}_{130} \leq 150 \text{ W}$	0	5

4. Diskussion

Die im Verlaufe der Untersuchungen erzielten Ergebnisse sollen hier unter Berücksichtigung der Literatur diskutiert werden.

4.1. Methodische Gesichtspunkte

Die Unterschiede der biologischen Leistung bei gleicher physikalischer Leistung ergeben sich aus der Abhängigkeit der ergometrischen Leistung von zahlreichen Faktoren. So gibt es für jede ergometrische Leistung hinsichtlich der Leistungsökonomie eine optimale Drehzahl. MELLEROWICZ (1975) fand ein Drehzahloptimum - allerdings bei Handkurbelarbeit - von 30 Umdrehungen bei kleinen Leistungen bis 100 Watt und von 40 Umdrehungen für Leistungen von 100 bis 200 Watt. Für Fußkurbelarbeit wiesen GROSSE-LORDEMAN und MÜLLER (1937) ein Drehzahloptimum von 40 - 50 Pedalumdrungen bei Leistungen von 6 bis 20 m kp/sec nach und bestätigten die von ECKERMANN und MILLAHN (1967) später gefundenen Drehzahloptima von 45 U/min bei konstanten Leistungen von 100 - 150 Watt. Entsprechend internationalen Standardisierungen wurde bei der vorliegenden Untersuchung eine doppelte Fußkurbellänge von ca 36 cm verwendet und die Sitzhöhe so eingestellt, daß bei ausgestrecktem Bein der auf dem Pedal aufliegende Fuß einen Winkel von 90° bis 120° zum Unterschenkel bildete.

Wie bei der Ruhepulsfrequenz konnten ILMARINEN u.a. (1975) auch eine Abhängigkeit der Leistungspulsfrequenz und anderer Funktionen wie z.B. der maximalen Sauerstoffaufnahme, der maximalen Ventilation und der maximalen Leistung von der Tageszeit nachweisen. Aus organisatorischen Gründen konnten

hier die Doppelergometrien nicht immer zum gleichen Zeitpunkt durchgeführt werden, was nach den oben erwähnten Gründen bei der Interpretation der Ergebnisse sicher mit zu berücksichtigen ist. Für die intraindividuelle Schwankungsbreite bei Wiederholungsversuchen sind hier neben der Tageszeit auch die Ernährung am Vortage sowie psychisch-emotionale Einflüsse vor den Untersuchungen von Bedeutung. Vergleiche der intraindividuellen Differenzen zwischen den Belastungsphasen der steigenden Belastung können selbstverständlich nur gegenüber entsprechend gleichwertigen Belastungsstufen angestellt werden. Zusätzliche Unterschiede in der Bewegungsökonomie scheinen dabei nach Untersuchungen von MELLEROWICZ, HOLLMANN u.a. (1961) zu keiner signifikanten Beeinflussung der ergospirometrischen Untersuchungsergebnisse zu führen, da die Tätigkeit einer Drehkurbelarbeit eine so unkomplizierte ist, daß sich eine Verbesserung der Koordination nicht in einer Änderung der Ventilation oder des Stoffwechsels ausdrückt.

4.2. Verlaufsbetrachtungen

Zunächst war bei Betrachtung der P u l s f r e q u e n z - m i t t e l w e r t e der Dauerbelastung ein 3-phasiger Verlauf auffällig, d.h. es kam nicht zur Ausbildung eines steady state ab einer bestimmten Belastungszeit, sondern es fanden sich angedeutet 3 Plateaus, deren drittes sich in den letzten beiden Belastungsminuten ausbildete. MELLEROWICZ (1975) vermerkt hierzu, daß sich die Herzschlagfrequenz nur bei kleinen Dauerleistungen auf ein Niveau einpendelt, bei größeren Dauerleistungen jedoch ein stetiger, von der Leistungsgröße, dem Leistungszustand des Organismus und der Außentemperatur abhängiger Frequenzanstieg erfolgt. Bei einer Dauerleistung über 6 Minuten mit 2 Watt/kg konnte kein

steady state erreicht werden. Dagegen konnten BRÜGGEMANN und KROPP (1968) bei einer Leistung von 1 Watt pro kg Körpergewicht in der Regel nach 6 Minuten die Ergostase erreichen. Dieselbe Erfahrung machte ROSKAMM (1971), der angibt, daß es bis zu 6 Minuten dauert, bis die einzelnen Kreislaufgrößen auf einer bestimmten Belastungsstufe ein annäherndes steady state erreicht haben. Bei einer Leistung von 50 W beobachteten K. KARRASCH und E.A. MÖLLER (1951) schon nach wenigen Minuten ein konstantes Pulsfrequenzniveau, das bis zum Schluß der Arbeit über 60 Minuten festgehalten wurde. Demgegenüber wies die Pulsfrequenz bei Leistungen von 100 und 150 W einen ständigen Anstieg auf, den E.A. MÖLLER (1950) als Ermüdungspulsanstieg bezeichnete und entsprechend fanden KARRASCH und MÖLLER den Endpuls, d.h. den letzten Pulsfrequenzwert der Arbeitsperiode, bei höheren Leistungen mit der Arbeitsdauer ansteigend. Aus diesen Feststellungen kann geschlossen werden, daß Dauerleistungen über 15 Minuten von 70 Watt bzw. 90 Watt bei gesunden jungen Frauen bzw. Männern bereits Belastungen darstellen, die nicht mehr zur Ausbildung eines konstanten Pulsfrequenzniveaus führen und somit nach MELLEROWICZ, KARRASCH und MÖLLER zu den größeren Dauerleistungen zählen.

Das E r g o - E K G als wesentliche Voraussetzung für eine exakte elektrokardiographische Diagnostik stellt heute die objektivste, physikalisch genau definierte und standardisierte Belastungsart in der Literatur dar (MELLEROWICZ 1975, ROSKAMM 1971, KALTENBACH 1963, KLEPZIG 1963 u.a.). Es bietet die Möglichkeit, schon während der Belastung das EKG registrieren zu können, beim Auftreten von typischen, auf eine Belastungskoronarinsuffizienz hinweisenden EKG-Veränderungen, kann die Belastung rechtzeitig abgebrochen werden, es bietet die Möglichkeit einer individuellen Dosierung und Austestung derjenigen Belastungsstufe, bei der es zu typischen EKG-Veränderungen kommt, und es können EKG-Veränderun-

gen erfaßt werden, die kurz nach der Beendigung der Belastung schon wieder verschwinden.

Bei meinen Untersuchungen konnten keine außergewöhnlichen EKG-Veränderungen registriert werden. ZAPFE und HATANO (1967) berichten über Schwankungen des elektrokardiographischen Kurvenbildes während einer nahezu 24-stündigen kontinuierlichen Magnetbandregistrierung. Sie zeigten, daß nur 20 % der Versuchspersonen ein konstantes EKG ohne Rhythmusstörungen aufwiesen und weiterhin P-Abflachungen, ST-Senkungen, T-Abflachungen und Extrasystolen auftraten. Lediglich der QRS-Komplex blieb stets stabil. Schwankungen, die den Charakter einer Tagesrhythmik hatten, konnte BERGES (1965) bei sämtlichen EKG-Parametern beobachten.

Nach einer ergometrischen Leistung von 100 Watt über 1 Minute maß MINX (1965) Strecken und Amplituden des EKG von 100 20- bis 40jährigen gesunden, untrainierten Männern. Die Mittelwerte und die mittleren quadratischen Abweichungen der Einzelwerte wurden berechnet und graphisch dargestellt. Die vorliegenden Untersuchungen betreffen zwar keine größeren, repräsentativen Gruppen, sie sollen jedoch die Kenntnis der physiologischen Variationsbreite bei exakt definierten und standardisierten Leistungen erweitern. Bei den Untersuchungen von MINX war auffallend, daß die Mittelwerte der QRS-Strecke sich im Leistungs-EKG nicht verkürzten und die QRS-Strecke und auch die QT-Strecke im Erholungs-EKG über den Ruhewerten lagen. Wie aus den Abb. 9 - 14 hervorgeht, verkürzen sich bei meinen Untersuchungen demgegenüber sowohl die QRS-Strecke wie auch die QT-Strecke bereits nach einer Minute Dauerbelastung deutlich. Die von MINX beobachtete überschießende Rückkehr von QRS und QT über die Ruhewerte hinaus, konnte ich nur nach der steigenden Belastung feststellen; bei der Dauerbelastung wurde sogar im Gegenteil der Ausgangswert innerhalb von 7 Minuten in zwei von drei Versu-

chen gar nicht erreicht. Bei diesem Vergleich muß jedoch betont werden, daß die Methodik nicht dieselbe war und die Untersuchungen daher nur bedingt in Beziehungen zueinander zu setzen sind. Die Mittelwerte der QRS-Komplexe und der QT-Zeiten im Verlauf der Dauerbelastung lassen in der Arbeitsperiode ein der Pulsfrequenz ähnliches Verhalten erkennen, d.h. es kommt auch hier nicht zur Ausbildung eines eindeutigen steady state. Wie bereits oben diskutiert, dürfte auch dabei die Intensität der Belastung von Bedeutung hinsichtlich der Ausbildung eines konstanten Niveaus sein. Ein deutlicher Unterschied ergab sich bezüglich der interindividuellen Streuung zwischen beiden Belastungsarten bei den Meßgrößen Pulsfrequenz, QRS- und QT-Zeit. Während bei der steigenden Belastung die stärkste Streuung bei allen drei Parametern am Ende der Arbeitsperiode und zu Beginn der Erholungsphase lag, konnte im Streuverhalten der Dauerbelastung ein als Habituationseffekt interpretierbarer Verlauf beobachtet werden: gegen Mitte der Dauerbelastung wurde die Streuung am größten, um dann wieder langsam abzufallen, während ja die Mittelwerte dieser Parameter einen in drei Phasen ansteigenden Verlauf nahmen. Im übrigen wären jedoch noch weitere Bestimmungen von elektrokardiographischen Mittelwerten und Schwankungsbreiten nach exakt definierten, standardisierten Leistungen bei größeren Alters- und Geschlechtsgruppen durchzuführen.

K. KARRASCH und E.A. MÖLLER (1951) untersuchten systematisch den vollständigen Ablauf der Erholungsfrequenz und seine Abhängigkeit von der Arbeitsintensität, Arbeitsdauer und Leistungsfähigkeit. Es wurde dabei erkennbar, daß ein nicht zu vernachlässigender Teil, bei anstrengenden Arbeiten sogar der größere Teil der Herzschlagzahl auf die Erholungsperiode fällt. Um diesen Teil durch eine kennzeichnende Größe zu beschreiben, erfaßten sie ihn summarisch als Gesamtzahl der während der Erholung über dem Ruhepulsniveau liegenden Pul-

se. Den so gewonnenen Wert nannten sie *E r h o l u n g s - p u l s s u m m e*. Einschränkend muß jedoch gesagt werden, daß sich diese Definition nicht mit der EPS dieser Arbeit deckt. Während KARRASCH die Gesamtzahl der innerhalb der Erholungsphase über dem Ruhepulsniveau liegenden Pulse als EPS bezeichnete und dabei die Erholung erst als beendet ansah, wenn das Pulsfrequenz-Mittel über 10 Minuten den Ausgangswert nicht mehr überschritt, wurde in der vorliegenden Arbeit nur die Summe der Erholungspulszahlen bis 5 Minuten nach der Beendigung der Leistung als EPS verstanden.

Weiter fanden KARRASCH und MÖLLER, daß die EPS bei Ergometrarbeiten gleicher Dauer mit steigender Leistung und bei Arbeiten größerer Leistung mit wachsender Arbeitsdauer zunimmt, während sie bei kleiner Leistung von der Arbeitsdauer unabhängig ist. Ferner wurde erkannt, daß aus dem Endpuls

d.h. dem letzten Pulsfrequenzwert der Arbeitsperiode, die Größe der EPS nicht abgeleitet und umgekehrt aus der EPS die Endpulshöhe nicht rekonstruiert werden kann. Die Endpulshöhen der Pulsfrequenzmittelwerte liegen in der vorliegenden Arbeit in zwei von drei Versuchen bei der 10 min. und in allen drei Versuchen bei der 12 min., dauernden steigenden Belastung über denen der Dauerbelastung. Daß die EPS nicht allein durch die Endpulshöhe bestimmt ist, konnte auch hier bestätigt werden: Die EPS der 12 min. steigenden Belastung lagen erwartungsgemäß meist über denen der Dauerbelastung, die EPS der 10 min. steigenden Belastung, deren Endpulse ja ebenfalls meistens höher als die Endpulse der Dauerbelastung waren, lagen jedoch durchwegs unter den Werten der Dauerbelastung.

4.3. Adaptationseffekte

W. HOLLMANN (1965) überraschte mit der Feststellung, daß bei Durchschnittspersonen des 3. und 4. Lebensjahrzehnts ein dreimal wöchentliches Training von nur zehn Minuten Dauer und einer mittleren Belastungsintensität zur Erzielung eines Trainingseffektes im kardiopulmonalen System genügt. Eine wöchentliche Trainingssumme von nur 30 Minuten führte bereits zu registrierbaren Veränderungen der Ökonomie und Leistungsfähigkeit von Herz, Kreislauf, Atmung und Stoffwechsel im Sinne einer positiven Inotropie und vagotonen Beeinflussung des vegetativen Nervensystems. Da in der vorliegenden Arbeit eine Ergometerbelastung von 81 Minuten pro 2 Wochen erfolgte, nahm ich die Ergebnisse von HOLLMANN zum Anlaß, ähnliche Effekte, die ich als individuelle Adaptation bezeichnen möchte, zu untersuchen. Es war im Verlauf der drei Versuche eventuell zu erwarten, daß sich sowohl der Ruhepuls wie auch die höchste Pulsfrequenz der Dauerbelastung senken würden und daß sich nach KÖSSLING (1960) die Zeit bis zum Erreichen der maximalen Pulsfrequenz bei der Dauerbelastung verkürzen würde. Eine individuelle Adaptation könnte sich auch ausdrücken in einer Verkleinerung der Erholungspulssumme und einer Verkürzung der Erholungszeit.

Die höchste Pulsfrequenz der Dauerbelastung senkte sich im Allgemeinen, ausgenommen bei der untrainierten Versuchsperson 5 und der trainierten Versuchsperson 1. Die Zeit bis zum Erreichen der höchsten Pulsfrequenz lieferte ebenso wenig eine eindeutige Aussage hinsichtlich des Adaptationseffektes wie die Erholungszeit. Die Erholungspulssumme der Dauerbelastung wird insgesamt geringer, Ausnahmen bilden jedoch die

untrainierten Versuchspersonen 2 und 4. Der Ruhepuls senkt sich bei den meisten Versuchspersonen, ausgenommen den untrainierten Versuchspersonen 4 und 10.

Ein gewisser Adaptationseffekt wird somit bei der Mehrzahl der Versuchspersonen nur ersichtlich aus der Senkung der maximalen Pulsfrequenz der Dauerbelastung, aus der Senkung des Ruhepulses und aus der Verminderung der Erholungspulssummen nach der Dauerbelastung. Diese Beobachtung traf sowohl für Trainierte wie für Untrainierte zu, wobei nochmals betont werden muß, daß der Unterschied dieser beiden Gruppen nicht im Sinne von Leistungssportlern zu Untrainierten, sondern lediglich als regelmäßig Sporttreibende zu Untrainierten zu werten ist. Ein beeindruckender Adaptationseffekt, der hier sogar als Trainingseffekt zu bezeichnen wäre, war bei der absolut untrainierten Versuchsperson 6 bei allen untersuchten Größen festzustellen.

Solche Anpassungsbefunde, die hier als *i n d i v i d u - e l l e A d a p t a t i o n* bezeichnet werden, ergaben sich mit wenigen Ausnahmen aus der Senkung des Ruhepulses, aus der Senkung der maximalen Pulsfrequenz der Dauerbelastung und aus der Verminderung der EPS der Dauerbelastung. Diesbezügliche Überlegungen wurden jedoch nur hinsichtlich der Dauerbelastung angestellt, da im Verlauf der Versuche die steigende Belastung mit einer zusätzlichen Belastungsstufe intensiviert wurde und die Versuchsergebnisse dadurch, was die Adaptation betrifft, nicht vergleichbar sind. Daß die Erholungszeiten keine Adaptationsmerkmale erkennen ließen, kann mit physiologischen Überlegungen zur Erholungsphase erklärt werden, wenn man bedenkt, daß die Erholungszeit in unregelmäßigen Schwankungen zum Ausgangsruhwert zurückkehrt.

Meine Ergebnisse decken sich mit Beobachtungen von HOLLMANN (1965), der bei der Ermittlung minimaler Trainingsdosierung

gen, die bereits geeignet sind, den zivilisatorisch bedingten Einflüssen der Bewegungsarmut entgegenwirken zu können, feststellte, daß eine wöchentliche Trainingssumme von 30 Minuten bereits zu registrierbaren Veränderungen der Leistungsfähigkeit führte. Ein maximaler Anpassungswert wurde nach seinen Untersuchungen nach der 6. Trainingswoche erzielt. Um einen tatsächlichen Trainingseffekt festzustellen, sind natürlich drei Doppelergometrien innerhalb von zwei Wochen der Häufigkeit nach zu wenig.

4.4. Belastungsart

Die Belastungsstärke - von einigen Arbeitsgruppen in Watt/kg Körpergewicht angegeben - kann im s u b m a x i m a l e n o d e r m a x i m a l e n B e r e i c h durchgeführt werden. Die Arbeitsbelastung bis zu den sog. Vita-Maxima-Bedingungen hat den Vorteil der exakten Bestimmung der Kreislaufreserve und der Möglichkeit den Versuch abubrechen, wenn die Versuchsperson die Belastung nicht mehr leisten kann. Wesentliche Nachteile einer maximalen Belastung ergeben sich aber dadurch, daß dieses Verfahren vom Willen der Versuchsperson abhängig ist, daß Messungen in einem echten "steady state" nicht möglich sind, daß diese Methode mit einem großen Risiko (z.B. Coronarinsuffizienz) insbesondere bei älteren Patienten behaftet ist und daß schließlich auch die Test-Retest-Reliabilität bei zu hohen Belastungen abnimmt (BLOHMKE 1966). Die maximale Austestung wird somit vor allem auf sportmedizinischem Gebiet Verwendung finden, obwohl die Verfechter der Maximaltests die Meinung vertreten, daß bei entsprechender Überwachung des Testverlaufes genügend Kriterien zur Verfügung stehen, um eine Maximalbelastung gefahrlos zu gestalten (KÖNIG 1968). Die Anhänger der submaximalen

Tests argumentieren demgegenüber, daß ihre Methode risikolos ist, die Belastungsgröße individuell angepaßt wird und daher ein Abbruch in den seltensten Fällen erforderlich ist, und daß Messungen in einem echten "steady state" möglich sind, die für die Beurteilung der Regulation von Herz und Kreislauf sowie für die Reproduzierbarkeit des Versuchs ganz wesentlich sind. Ferner wird hierbei die Dauerleistungsgrenze quantitativ erfaßt und gegenüber maximalen Tests Zeit erspart. Es muß jedoch darauf hingewiesen werden, daß zwar die Kreislaufregulation, nicht jedoch die Kreislaufreserve erfaßt wird. Obwohl es verschiedene Möglichkeiten gibt, aus submaximalen Leistungswerten die Höchstleistung zu extrapolieren bzw. aus Nomogrammen zu entnehmen, muß beachtet werden, daß in diese Berechnungsarten als wesentliche Fehlermöglichkeit die Herzfrequenz eingeht, welche bei Patienten mit eingeschränkter chronotroper Reserve (z.B. pathologischer Bradykardie oder hyperkinetischem Herzsyndrom) zu niedrig oder zu hoch im Altersvergleich liegen kann (WITTE 1978). Ein weiterer Nachteil der submaximalen Belastung ist die starr gesetzte Wattgrenze, bei der ein Teil der Versuchspersonen immer überfordert, ein anderer Teil zu wenig belastet ist. Aus Gründen der Standardisierung sollte immer angegeben werden, wieviel Prozent der erwarteten Maximalbelastung erreicht wurden. Bei Abwägen der Vor- und Nachteile beider Belastungsverfahren ist unter dem Aspekt der Prävention und Rehabilitation somit die submaximale Belastung, d.h. die Dauerbelastung bei festeingestellten Leistungsanforderungen, als adäquater anzusehen.

5. Zusammenfassung

1. In Kurkliniken wurden verschiedene Ergometriearten angewendet, um diagnostisch die körperliche Leistungsfähigkeit für die Einteilung in Therapiegruppen durchzuführen oder therapeutisch den Patienten allmählich an größere körperliche Belastungen zu gewöhnen. In dieser Arbeit sollten die Vor- und Nachteile der Ergometriearten Dauerbelastung bzw. steigende Belastung bezüglich der Überwachbarkeit von größeren Gruppen und der Differenzierbarkeit von unterschiedlich leistungsfähigen Personen untersucht werden. Außerdem sollte geprüft werden, ob drei kurzzeitige Ergometrien innerhalb von zwei Wochen einen Trainingseffekt verursachen können.
2. Die Versuche wurden mit 6 männlichen und 5 weiblichen Probanden durchgeführt, die an einem Versuchstag zuerst der einen und nach 15 min Ruhepause der anderen Ergometrieart ausgesetzt waren. Die Probanden wurden in Trainierte, d.h. zur Zeit Sporttreibende, und Untrainierte eingeteilt. Die Versuche fanden in einem vollklimatisierten Raum unter gleichen Temperatur- und Feuchtebedingungen statt.
3. Das verwendete Fahrradergometer wurde zur Erhöhung der Genauigkeit mit einer neuen Skalierung versehen und in Vorversuchen mit einer Eichapparatur kalibriert. Während der Ergometrie wurde intervallweise das EKG mitgeschrieben und daraus Pulsfrequenz, QT- und QRS-Dauer bestimmt. Außerdem wurde vor und nach einer Ergometrie der Blutdruck bestimmt sowie kontinuierlich das EKG an einem Sichtschirm auf Extrasystolen kontrolliert.
4. Zur Auswertung wurden aus den Protokollen mehrere Rechengrößen, wie relative QT-Dauer, relative QRS-Dauer, erreichtes Pulsfrequenzmaximum, Blutdruckamplitude, Leistungspulsindex, PWC_{130} , Erholungspulssumme sowie Mittelwerte mit Standardabweichung und mittlerem Fehler des Mittelwertes berechnet. Zur Ermittlung eines Trainingseffektes wurde die Veränderung dieser Größen zwischen der 1. und 2. Versuchsdurchführung bzw. zwischen

der 2. und 3. Versuchsdurchführung für jeden Probanden ermittelt, die Differenzierbarkeit zwischen trainierten und untrainierten Probanden wurde durch Ermittlung von Rangzahlen der Meßwerte bzw. Rechengrößen beschrieben, und die Überwachbarkeit wurde nach dem Ausmaß beurteilt, in dem ungünstige Meßwerte beobachtet wurden.

5. Es zeigte sich, daß die getroffene Einteilung in trainierte bzw. untrainierte Probanden mit einer Unterscheidung, ob die PWC₁₃₀ 150 W überschritt oder nicht, gut übereinstimmte. Bei den Trainierten konnte kein Trainingseffekt durch die kurzzeitigen Ergometrien während zweier Wochen festgestellt werden, bei den Untrainierten nahmen hingegen Meßgrößen wie Pulsfrequenzmaximum oder belastungsbedingte Blutdrucksteigerung im Laufe der Versuche ab, was als Adaptation gewertet werden kann. Bezüglich der Überwachbarkeit traten bei der steigenden Belastung etwas ungünstigere Extremwerte auf als bei der Dauerbelastung, bezüglich der Differenzierbarkeit ergab sich bei Dauerbelastung und bei steigender Belastung in etwa gleichem Ausmaß eine mittlere Rangzahl für trainierte bzw. untrainierte Probanden.

Hieraus wird geschlossen, daß für die Anwendung im Kurort die Dauerbelastung, d.h. eine submaximal eingestellte Belastungsanforderung, die über 15 min eingehalten wird, mehr Vorteile erbringt als eine steigende Belastung, bei der alle 2 min die Belastungsanforderung um 20 W gesteigert wird.

6. Literaturverzeichnis

- BLOHMKE, M.: Methoden der körperlichen Belastung bei epidemiologischen Untersuchungen
Schriftenreihe Arbeitsmedizin-Sozialmedizin-Arbeitshygiene 12 (1966) 427
- BLOHMKE, M., H. STUMPF, O. STELZER und W.D. ARIES:
Bestimmung der Zuverlässigkeit von zwei submaximalen Belastungsverfahren und ihre Beziehung zueinander
Int. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 23 (1966) 1
- BLOHMKE, M.: Methodisches zur Leistungsprüfung im Rahmen von Kurbehandlungen
Symposium II über Kurverlaufs- und Kurerfolgsbeurteilung (Hsgb. W. Teichmann)
Sanitas-Verlag, Bad Wörishofen 1968
- BAUER, K. und NEHRINGO:
Betrachtungen zu den mathematischen Formulierungen der Abhängigkeit der QT-Zeit von der Frequenz und die Deutung derselben
Zeitschr. für Kreislaufforschung 57 (1968) 435
- BERGES, D.: Untersuchungen über das Ausmaß von Tagesschwankungen im EKG gesunder Versuchspersonen
Zeitschr. Kreislaufforschung 54 (1965) 48
- DIRNAGL, K. und H. DREXEL:
Ergebnisse einer Kurlängsschnittuntersuchung in Bad Wörishofen und deren Vergleich mit anderen Versuchsreihen
Symposium II über Kurverlaufs- u. Kurerfolgsbeurteilung (Hsgb. W. Teichmann)
Sanitas-Verlag, Bad Wörishofen 1968
- DIXON, W.J. (Edit.): Biomedical Computer Programs, HSCF, University of California, Los Angeles (1968)

DRANSFELD, B. und H. MELLEROWICZ:

Internat. Zeitschr. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol.

17 (1958) 207 16 (1957) 464

ECKERMAN, P. und H.P. MILLAHN:

Der Einfluß der Drehzahl auf die Herzfrequenz und die Sauerstoffaufnahme bei konstanter Leistung am Fahrradergometer

Int. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol.

23 (1967) 340

FRANZ, I.-W. und H. MELLEROWICZ:

Vergleichende Messungen der PWC₁₇₀ mit Leistungsstufen von unterschiedlicher Größe und Dauer

Zeitschr. Kardiologie 66 (1977) 986

FRERICK, D. und BÜRGER, D.:

Therapie der Gegenwart

112. Jahrgang, Heft 3, März 1973, Seiten 374 bis 398

GROSSE-LORDEMAN, H. und E.A. MÜLLER:

Der Einfluß der Leistung und der Arbeitsgeschwindigkeit auf das Arbeitsmaximum und den Wirkungsgrad beim Radfahren

Arbeitsphysiologie 9 (1937) 119 u. 454

GÄRTNER, W. und H.P. KREPP:

Die Beurteilung der maximalen körperlichen Ausdauerleistungsfähigkeit an Hand kurzdauernder Leistungstests

Zeitschrift für physikal. Medizin 2 (1971) 277

HOLLMANN, W.:

Höchst- und Dauerleistungsfähigkeit des Sportlers

J.A. Barth, München 1963

- HOLLMANN, W.: Körperliches Training als Prävention von Herz- und Kreislaufkrankheiten
Hippokrates-Verlag, Stuttgart 1965
- HOLLMANN, W., H. VALENTIN und H. VENRATH:
Vergleichende Arbeitsuntersuchungen männlicher und weiblicher Personen unter fortlaufender Registrierung von Ventilation, Stoffwechsel, Pulsfrequenz und Blutdruck
Münchener med. Wochenschr. 101 (1959) 1680
- HEINECKER, R., K.E. ZIPF und H.W. LÖSCH:
Über den Einfluß körperlichen Trainings auf Kreislauf und Atmung
Zeitschr. für Kreislaufforschung 49 (1960) 913
- ILMARINEN, J., J. RUTENFRANZ, H. KYLIAN und F. KLIMT:
Untersuchungen zur Tagesperiodik verschiedener Kreislauf- und Atemgrößen bei submax. und max. Leistungen am Fahrradergometer
Zeitschrift für angewandte Physiologie 34 (1975) 265
- KALTENBACH, M. und H. KLEPZIG:
Das EKG während Belastung und seine Bedeutung für die Erkennung der Koronarinsuffizienz
Z. Kreisl.-Forsch. 52 (1963) 486
- KARRASCH, K. und E.A. MÖLLER:
Das Verhalten der Pulsfrequenz in der Erholungsperiode nach körperl. Arbeit
Arbeitsphysiol. 14 (1951) 369
- KIRCHHOFF, H.-W.:
Die Stellung der körperlichen Aktivität im Rahmen der Hypertoniebehandlung
Symposium II über Kurverlaufs- und Kurerfolgsbeurteilung (Hsgeb. W. Teichmann)
Sanitas-Verlag, Bad Wörishofen 1968
- KLEINSCHMIDT, J.: Statistik und Datenverarbeitung im Rahmen der Institutsaufgaben, Z. angew. Bäder- u. Klimaheilk. 24 (1977) 141-144

- KÖNIG, K.: Zur spiroergometrischen Beurteilung von Behandlungserfolgen
Symposium II über Kurverlaufs- und Kurerfolgsbeurteilung (Hsgb. W. Teichmann)
Sanitas-Verlag, Bad Wörishofen 1968
- MELLEROWICZ, H.:
Ergometrie
Urban und Schwarzenberg, München-Berlin 1975
- MELLEROWICZ, H., H. REINDELL, W. HOLLMANN, H. MIES und
H. ROSKAMM: Vorschläge zur Standardisierung der ergometrischen Leistungsmessung, I. Mitteilung
Z. Kreisl.-Forsch. 50 (1961) 280 ff
- MINX, W. und H. MELLEROWICZ:
Das Elektrokardiogramm bei ergometrischen Leistungen
Zeitschr. für Kreislaufforschung 54 (1965) 448 ff
- MÖLLER, J.: Semesterentwurf Nr. 70
Eichgerät für Ergometrie, 1969
- MÜLLER, E.A.: Ein Leistungs-Puls-Index als Maß der Leistungsfähigkeit
Arbeitsphysiologie 14 (1950) 271
- NÖCKER, J. und V. BÖHLAU:
Abhängigkeit der Leistungsfähigkeit vom Alter und Geschlecht
Münch. med. Wschr. 97 (1955) 1517
- ROSENKRANZ, K.A. und A. DREWS:
Über eine modifizierte Ableitungsmethode zur Registrierung von Brustwandlektrokardiogrammen während dosierter körperlicher Belastung
Zeitschr. Kreisl.-Forschung 53 (1964) 615

- ROSKAMM, H.: Methodik und Bewertung des Belastungs-Elektrokardiogramms
Arbeitsmed. Sozialmed. Arbeitshygiene 6 (1971) 150
- RUTENFRANZ, J.:
Zur Frage der Vergleichbarkeit von ergometrischen Methoden zur Prüfung der körperlichen Leistungsfähigkeit
Schriftenreihe A-S-A 3 (1967) 93
- SCHEELE, K.: Die Sportmedizinische Untersuchung des Leistungssportlers
Schriftenreihe A-S-A 3 (1972) 75
- SCHLOMKA, G.: Das Belastungselektrokardiogramm
Arbeitsphysiologie 8 (1935) 80
- TEICHMANN, W.:
Kurverlaufs- und Kurerfolgsbeurteilung (Symposium II)
Sanitas-Verlag, Bad Wörishofen 1968
- WITTE, J.: Der Aussagewert der Ergometrie
Bayerisches Ärzteblatt, 33. Jahrgang, April 1978
- ZAPFE, H. und Y. HATANO:
Veränderungen im EKG gesunder Erwachsener während des Tagesablaufes
Zeitschr. Kreislaufforschung 54 (1967) 411

Für die Überlassung des Themas danke ich den Herren Prof.
Dr. med. H. Drexel und Dipl.-Phys. K. Dirnagl.

In diesen Dank möchte ich auch Herrn Dr. rer. physiol.
Dipl.-Phys. J. Kleinschmidt mit einschließen, der mir bei
der Abfassung meiner Arbeit und insbesondere bei der Erstel-
lung und Durchführung der Programme bei der elektronischen
Datenverarbeitung stets hilfreich zur Seite stand.

Allen Probanden danke ich für ihre Aufgeschlossenheit und
ihre aktive Teilnahme.

Lebenslauf

Am 19. 1. 49 wurde ich in Mainburg als Sohn des kaufmänn. Angestellten Franz Siegl und seiner Frau Therese geboren. Ich besuchte dann die Grundschule in Neuötting und legte 1969 das Abitur am Chiemgaugymnasium in Traunstein ab.

1969 Immatrikulation an der Universität München, ein Semester Naturwissenschaften, anschl. 1970 Zulassung zum Medizinstudium an der Universität Frankfurt und, nach Ablegung der Naturwissenschaftlichen Vorprüfung, Fortsetzung des Medizinstudiums an der Universität München.

1972 legte ich die Ärztliche Vorprüfung ab und beendete das Studium 1976 mit dem Staatsexamen.

Nach Ableistung der Medizinalassistentenzeit 1977 arbeitete ich auf der gynäkologischen, chirurgischen und internen Abteilung des Kreiskrankenhauses Trostberg. Seit 1. Januar 1980 habe ich mich als Praktischer Arzt und Sportmediziner in Garching/Alz niedergelassen.

